



HAL
open science

Le réseau céramique infiltré de polymères, revue de littérature

Yohann Chue

► **To cite this version:**

Yohann Chue. Le réseau céramique infiltré de polymères, revue de littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01532226

HAL Id: dumas-01532226

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01532226>

Submitted on 2 Jun 2017

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

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



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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2017

N° 034

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 26 avril 2017

Par

Yohann CHUE

Le réseau céramique infiltré de polymères, revue de littérature

Dirigée par le Docteur **Éric Bonte**

JURY

M. le Professeur Laurent Pierrisnard

Président

M. le Docteur Benjamin Fournier

Assesseur

Mme. le Docteur Violaine Smail Faugeron

Assesseur

M. le Docteur **Éric Bonte**

Assesseur



Except where otherwise noted, this work is licensed under

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme VITAL Mme DAVIT-BEAL	M. COURSON Mme DURSUN Mme VANDERZWALM Mme JEGAT
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	SANTÉ COMMUNAUTAIRE ET POPULATIONS SINGULIÈRES	Mme FOLLIGUET M. PIERRISNARD	M. NEBOT
2	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER	M. BIOSSE DUPLAN Mme DRIDI Mme GOSSET M. GUEZ
	MÉDECINE ET CHIRURGIE BUCCALES	M. MAMAN	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. NGUYEN Mme RADOI
3	ODONTOLOGIE CONSERVATRICE ENDODONTIE	Mme CHEMLA M. LASFARGUES	Mme BESNAULT M. BONTE Mme BOUKPESSI M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSE	M. POSTAIRE	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMANN
4	PRÉVENTION-ÉPIDÉMIOLOGIE ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE		Mme GERMA M. PIRNAY M. TAVERNIER
	SCIENCES BIOLOGIQUES	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme POLIARD M. ROCHEFORT Mme SEQUIER	M. ARRETO Mme BARDET Mme CHARDIN M. LE MAY M. FERRE (MCU associé) Mme CHERIFI (MCU associée)
	SCIENCES ANATOMIQUES PHYSIOLOGIQUES ET OCCLUSODONTIQUE		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOIT M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON M. SALMON Mme TILOTTA

Remerciements

À Monsieur le Professeur Laurent Pierrisnard

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences Odontologiques

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui m'a fait l'honneur de présider le jury de cette thèse. Merci pour le dévouement que vous portez aux étudiants. Veuillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.

À Monsieur le Docteur Benjamin FOURNIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire Paris Diderot.

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui m'a fait l'honneur de siéger au jury de cette thèse. Veuillez recevoir mes remerciements pour avoir accepté d'être membre de ce jury. Je vous exprime ma gratitude pour votre disponibilité et votre gentillesse.

À Madame le Docteur Violaine SMAIL FAUGERON

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Assistante Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie Dentaire Paris Descartes

Qui m'a fait l'honneur de siéger au jury de cette thèse.
Veuillez recevoir mes remerciements pour avoir accepté
d'être membre de ce jury. Merci pour vos enseignements et
toujours empreints de votre gentillesse.

À Monsieur le Docteur Éric BONTE

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences Odontologiques

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie Dentaire Paris Descartes.

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui m'a fait l'honneur d'accepter de diriger cette thèse.
Merci pour tout ce que vous m'avez apporté depuis mon
arrivée en clinique. Veuillez trouver dans ce travail,
l'expression de mes sincères remerciements et de mon
profond respect.

Merci à Sohui, à ma famille et à mes amis.

Table des matières

INTRODUCTION	3
MÉTHODOLOGIE DE RECHERCHE	5
1 : PRESENTATION DU MATERIAU DU TYPE RESEAU DE CERAMIQUE INFILTRE DE POLYMERE (RCIP).....	6
1.1 DEFINITION.....	6
1.2 TERMINOLOGIE ET CLASSIFICATION.....	8
1.3 COMPOSITE A PHASES INTERPENETREES (CPI).....	8
1.3.1 Présentation	8
1.3.2 Matériaux CPI biologiques	9
1.3.3 Matériaux CPI en odontologie	9
1.4 COMPOSITION.....	11
1.5 PROCEDE D'ELABORATION DES MATERIAUX RCIP.....	13
1.6 COMPORTEMENTS MECANIQUES EN RELATION AVEC LA COMPOSITION ET LE MODE DE FABRICATION.....	14
1.6.1 Frittage	14
1.6.2 Initiateur	15
1.6.3 Type de monomère : homo ou co-polymère	15
1.6.4 Part volumique de céramique	16
1.6.5 Polymérisation sous HT et HP	17
2 : ETUDE DES CARACTERISTIQUES DE BLOCS DE RESEAUX CERAMIQUE INFILTRES DE POLYMERES.....	20
2.1 PROPRIETES MECANIQUES	20
2.1.1 Module d'élasticité	20
2.1.2 Dureté.....	23
2.1.3 Résistance à la flexion (Contrainte à la rupture).....	25
2.1.4 Module de Weibull	28
2.1.5 Tolérance aux dommages	30
2.1.6 Résistance à la fatigue	32
2.1.7 Comportement à la rupture	34
2.2 COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DES MATERIAUX RCIP : L'USURE	39
2.3 PROPRIETES OPTIQUES.....	42
2.3.1 Translucidité	42
2.3.1 Résistance à la coloration : stabilité de la teinte	44
2.3 BIOCOMPATIBILITE.....	47
2.4 COMPORTEMENT D'ADHESION	49
2.5 PERFORMANCE CLINIQUE	50
3 : DISCUSSION	52
3.1 A LA RECHERCHE DU MATERIAU IDEAL	52
3.2 RCIP	52
3.3 CORRELATION ENTRE LES PERFORMANCES DE LABORATOIRE ET CLINIQUE	53
3.4 POSSIBLES INDICATIONS DU MATERIAU DU TYPE RCIP.....	54
3.5 FABRICATION ADDITIVE.....	55
Conclusion	56
BIBLIOGRAPHIE	58
TABLE DES FIGURES	66
TABLE DES TABLEAUX	67

Introduction

L'odontologie est une profession médicale particulièrement sensible aux nouveaux matériaux et aux nouvelles technologies. Ces deux derniers s'influencent mutuellement et se développent en parallèle depuis des décennies. L'invention des fraises et de l'anesthésie a permis le soin des caries par matériaux foulés. Au début de 20^{ème} siècle, Dr. William H.T introduit la technique à la cire perdue (utilisée en joaillerie) pour fabriquer les prothèses dentaires. Le développement des nouveaux polymères à partir des années 1950 a dirigé notre profession vers une dentisterie conservatrice et préventive.¹

La conception et la fabrication assistées par l'ordinateur (CFAO) ne fait pas exception. Depuis son introduction par le Dr. Duret F. en 1973², elle gagne rapidement en popularité grâce à ses nombreux avantages : nombre de séances cliniques réduit (confort pour le patient), temps de fabrication réduit, meilleure reproductivité et précision, moins couteux (production des blocs en grande quantité), application des nouveaux matériaux avec de meilleures propriétés par rapport à ceux utilisés en restauration directe.³

L'apport de la CFAO et les besoins esthétiques croissants des patients ont encouragé le développement de nouveaux matériaux avec des propriétés mécaniques améliorées. Deux groupes de matériaux répondent au cahier des charges d'aujourd'hui : les céramiques et les composites.

Les restaurations céramiques sont en général rigides et s'usent moins, mais leur taux d'échec reste important à cause de la fragilité liée aux couches cosmétiques. Les composites sont plus flexibles mais moins rigides et s'usent plus facilement.⁴ Un essai clinique de 3 ans montre que les restaurations composites indirectes sont moins esthétiques et moins résistantes à l'usure que celles en céramiques.⁵

¹van Noort, « The future of dental devices is digital ».

²Duret, Duret, et Pelissier, « Le temps des pionniers ».

³Miyazaki et al., « A review of dental CAD/CAM : current status and future perspectives from 20 years of experience ».

⁴Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

⁵van Noort, « The future of dental devices is digital ».

En adoptant un nouveau mode de polymérisation sous haute température (HT) et sous haute pression (HP), deux nouvelles générations de matériaux sont apparues sur le marché : la résine composite usinable en CFAO (Paradigm™, 3M ESPE, Lava™ Ultimate, 3M ESPE et Cerasmart™, GC) et le réseau céramique infiltré de polymères (RCIP, Vita Enamic®, Vita Zahnfabrik). Ce dernier a comme spécificité, une microstructure formée par deux réseaux réticulés en interconnexion.

Au vu des connaissances scientifiques actuelles et du faible nombre d'études cliniques sur le sujet, le RCIP doit encore faire ses preuves en clinique pour faire consensus. D'autre part, la caractérisation de sa microstructure et la détermination de ses propriétés constituent la première étape afin de comprendre et prévoir son comportement clinique.

L'objectif de cette revue de littérature est donc de synthétiser les données scientifiques actuelles sur ce matériau de nouvelle génération, d'en présenter ses différentes propriétés, de les comparer avec les matériaux préexistants, et enfin de discuter de ses perspectives cliniques.

Méthodologie de la recherche

La première recherche documentaire est réalisée sur la base de données PubMed.

L'équation de recherche suivante est utilisée en limitant l'ancienneté à 10 ans :

```
((((((((polymer infiltrated ceramic network) OR (((((network*[TIAB]) OR network*[OT])) AND ((infiltrat*[TIAB]) OR infiltrat*[OT])) AND ((((((resin*[TIAB]) OR resin*[OT])) OR polymer*[TIAB]) OR polymer*[OT]) OR polymer*[MeSH Terms]))) OR ((interpenetrating phase composite) OR (((((interpenetrat*[TIAB]) OR interpenetrat*[OT])) AND ((phase*[TIAB]) OR phase*[OT])) AND ((composite*[TIAB]) OR composite*[OT])))) OR ((enamic*[TIAB]) OR enamic*[OT])) AND (((ceramics*[MeSH Terms]) OR ceramic*[TIAB]) OR ceramic*[OT]) OR (((hybrid[TIAB]) OR hybrid[OT])) AND ((ceramic*[TIAB]) OR ceramic*[OT]))) AND Dental
```

En aout 2016, 24 articles ont été retenus pour cette thèse après avoir éliminé les articles qui ne correspondent pas à nos critères d'inclusion.

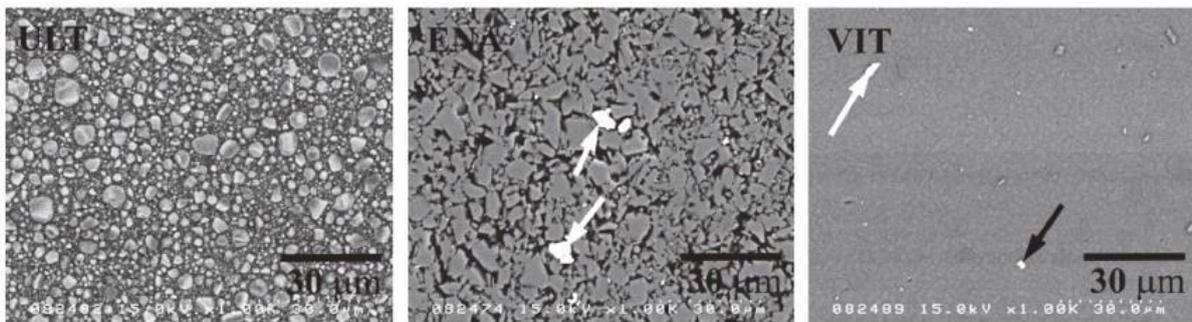
La recherche bibliographique a été complétée par des recherches personnelles.

1 : Présentation du matériau du type réseau de céramique infiltré de polymère (RCIP)

1. Définition

RCIP (polymer-infiltrated-ceramic-network), est défini comme un composite constitué d'un réseau de céramique poreuse, infiltré d'un deuxième réseau de polymère. Les deux phases constituantes interconnectées forment ensemble un réseau tridimensionnel continu.⁶

Figure 1 Les Images de microscopie électronique à balayage (MEB) des matériaux usinables. Matrice de polymère continue avec charges minérales dispersées (ULT – Lava™ Ultimate). Matrice céramique infiltrée de polymère (ENA – Vita Enamic®). Matrice de verre continue avec charges minérales dispersées (VIT – Vitablocs® Mark II). Les particules de silicate de l'yttrium (flèche blanche) et de silicate de zirconium (flèche noire).



Source Miyazaki et al., « A review of dental cad/cam: current status and future perspectives from 20 years of experience », 2013.

11 Terminologie et classification

Le rythme rapide du progrès scientifique et l'apparition récente d'un grand nombre de nouveaux matériaux sur le marché mènent à une confusion sur la terminologie de ce type de matériau. Les informations fournies par les fabricants sont incomplètes ou parfois confuses ne permettent pas d'établir un terme consensuel.

⁶ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

Vita Enamic est retrouvée sous une grande variété de nom dans la littérature : « double-network material »⁷, « polymer Infiltrated-ceramic »⁸, « ceramic-polymer interpenetrating phase composite »⁹ et « polymer-infiltrated-ceramic-network material ».¹⁰

Les deux composites, Cerasmart™ et Vita Enamic®, sont commercialisés sous le nom de « céramique hybride ».¹¹ Ce terme a été généralisé par les fabricants mais il ne reflète pas les caractéristiques et la composition spécifique du matériau. Cette confusion semble venir de leur fraction volumique de céramique importante.

Tableau 1 Classification de Mainjot et al. La définition d'un composite semble plus cohérente pour décrire le RCIP puisqu'il est composé de plusieurs matériaux (au moins deux) d'origines différentes.

Manufacturing Process	Microstructure	Polymerization Mode	Material	Manufacturer	Main Composition	
					Matrix	Filler
Artisanal	Dispersed Fillers	Light	Ceramage & Ceramage up	Shofu	UDMA (+ HEMA in opaque paste)	Silica-based glass
			Gradia	GC Corp	UDMA + other DMA	Unknown
			Signum	Heraeus Kulzer	Unknown DMA	Silica + composite (74 wt%) (64 wt% silica-based glass+ silica in Signum flow)
			Sinfony	3M-ESPE	UDMA + other DMA	Silica-based glass + silica
			Solidex	Shofu	UDMA	Unknown
		SR Nexco	Ivoclar-Vivadent	UDMA + other DMA	Silica (10-50 nm) + composite (for liner and opaque : + zirconia + silica-based glass)	
		VITAVM LC	VITA Zahnfabrick	BPA + TEGDMA + other DMA	Unknown	
		Estenia C&B	Kuraray	Unknown DMA (+Bis-GMA in opaque paste)	Silica-based glass + alumina (2 µm and 2nm) (92 wt% / 82 V%)	
		SR adoro	Ivoclar-Vivadent	UDMA + other DMA	Silica-based composite	
		Twiny	Yamamoto, Precious Metal Co	UDMA + TEGDMA	Silica (20-100nm) + zirconia-, alumina-, silica-particles (200-600nm) + zirconia-alumina-silica-clusters (1-6 µm)	
Industrial	Dispersed Fillers	Light	Paradigm MZ 100 block	3M ESPE	Bis-GMA + TEGDMA	Silica (0.6 µm) + zirconia (0.6 µm) (85wt%)
			Cerasmart	GC America	UDMA + other DMA ^a	Silica-based glass + silica (20 and 300 nm) (71 wt%) ^a
		Lava Ultimate	3M ESPE	UDMA	Silica (20 nm) + zirconia (4-11 nm) + zirconia-silica clusters (0.6-10 µm) (79 wt%)	
	PICN	HT/HP	Shofu block HC	Shofu	UDMA+TEGDMA	Silica-based glass + silica (61 wt%) ^a
			VITA Enamic	VITA Zahnfabrik	UDMA+TEGDMA	Glass-ceramic sintered network (86 wt%/ 75 V%)

Source Mainjot et al., « from artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites », 2016.

⁷ Dirxen, Blunck, et Preissner, « clinical performance of a new biomimetic double network material ».

⁸ Homaei et al., « static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁹ Denry et Kelly, « Emerging ceramic-based materials for dentistry ».

¹⁰ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials »; Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material »; Albero et al., « Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network »; Awada et Nathanson, « mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

¹¹ GC Europe, « Are you it's not ceramics ? » ; Vita Zahnfabrik, « Vita Enamic® : documentation technique scientifique ».

Mainjot AK et al.¹² proposent une classification des composites indirects incluant le matériau RCIP (tableau 1). Elle est basée sur le mode de fabrication, la microstructure et le mode de polymérisation. Le RCIP constitue une nouvelle classe de matériau. Sa microstructure est formée par deux réseaux en interconnexion, contrairement aux autres composites traditionnels qui sont constitués d'une phase organique continue, incorporée de charges minérales dispersées. La polymérisation du RCIP se fait sous HT et HP pour limiter le retrait et les contraintes internes lors de l'infiltration.

2. Composite à Phases Interpénétrées (CPI)

A une échelle plus large, le RCIP est aussi classé parmi les composites à phases interpénétrées.

1.1.1 Présentation

Le composite à phases interpénétrées (CPI) est défini comme un matériau multi-phase dans lequel les phases constituantes sont mutuellement continues et interconnectées en trois dimensions.¹³ Chaque phase a des caractéristiques propres, et lorsque différentes phases sont combinées entre elles, il en résulte un matériau aux propriétés modifiées, souvent supérieures.

Swain M. et al. (2016)¹⁴ reprennent de nombreuses études et montrent les intérêts des matériaux CPI :

- certaines propriétés sont améliorées comme la ténacité (O'brein D. et Parquette B., 2012) et la résistance à la flexion (Chen H et al., 2007), mais également la tolérance aux dommages (Ashby M., 2005) ;
- la phase de renforcement permet une distribution plus équitable des efforts (Feng X. et al., 2003) ;

¹² Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

¹³ Harris et Marquis, « Comparison of the deformation and failure characteristics of morphologically distinct metal-glass interpenetrating phase composites ».

¹⁴ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials », 2016.

- selon Clark R. (1992), le bénéfice majeur de ce type de matériau réside dans l'amélioration de la ténacité. La présence de phase ductile permet des mécanismes contre la propagation des fissures : déflexion et pontage des fissures.

1.1.2 Matériaux CPI biologiques

L'approche biomimétique en dentisterie implique l'observation de la nature dans sa structure et sa fonction. Son objectif est de fabriquer un matériau qui simule à la fois la microstructure et les caractéristiques physiques de tissus dentaires.¹⁵

Les chercheurs se sont intéressés aux CPI biologiques comme la dentine et l'os trabéculaire. Ils sont dotés également d'une structure en réseaux interconnectés en plusieurs phases. La dentine est un composite naturel poreux à trois phases interconnectées : une phase de collagène (30~33%), une d'eau (20 ~25%) et une hydroxyapatite (45 ~47%).¹⁶

L'organisation hiérarchique des phases en trois dimensions de la dentine est à l'origine de ses propriétés mécaniques avantageuses. Elles sont meilleures comparées aux propriétés de chacun de ses constituants. La réaction anisotrope de la dentine, selon l'orientation de la charge appliquée, résulte de cette structure spécifique qui lui permet de résister aux diverses forces masticatoires.

1.1.3 Matériaux CPI en odontologie

En odontologie, trois matériaux sont considérés comme des matériaux CPI : Captek, In-Ceram et plus récemment Vita Enamic. Les deux premiers ne sont plus sur le marché.

1. Captek™ (Argen Edelmatalle GmbH)

Il s'agit d'un matériau CPI de type métal-métal conçu pour la fabrication des infrastructures. Sa mise en forme se fait artisanalement. Il est ensuite recouvert par la céramique cosmétique. Selon le fabricant, il est composé de 88.2% (en poids) d'or, 9% de métaux du groupe Platine

¹⁵ Magne, « Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? »

¹⁶ Qin et Swain, « A micro-mechanics model of dentin mechanical properties ».

(dont 4.0% de pure Platinum) et de 2.8% d'argent. Les deux phases constituantes sont : Captek P et Captek G. Captek P, riche en métaux du groupe Platinum, est infiltré de Captek G qui constitue la matrice principale en alliage d'or.¹⁷

2. La famille de Vita In-Ceram™ (In-Ceram™ Alumina, Spinell and Zirconia, Vita Zahnfabrik)

Le groupe de céramiques In-Ceram™ (1989), développé par Sadoun M.-J., est le premier matériau à utiliser le concept CPI en dentisterie. Ce matériau est usinable par la CFAO depuis 1993. Les blocs poreux sont produits par pressage à sec et sont ensuite silanisés avant d'être infiltrés par du verre. Il comporte donc deux phases : la phase cristalline contenant des particules d'alumine (représente 85% en poids, 68% en volume, Vf), et la phase vitreuse (27% Vf) qui est dispersée dans la matrice poreuse par action capillaire sous HT. Les infrastructures obtenues sont ensuite recouvertes par de la céramique feldspathique.

In-Ceram™ est considéré comme le premier matériau permettant de réaliser les restaurations toutes céramiques. Grâce à ses propriétés mécaniques prometteuses, ce type de céramique est indiqué pour toutes les couronnes et les infrastructures.

Au moins 8 études cliniques (réalisées sur cinq à sept ans) montrent un bon taux de survie, entre 91.5 et 100%. Rinke S. et al. rapportent une valeur moins élevée, de 80.5% à 15 ans. La fracture de la céramique cosmétique (chipping) est la complication majeure de ces restaurations tout en céramique.¹⁸

3. Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik)

Vita Enamic® est commercialisé depuis janvier 2013. En 1998, Giordano RA s'inspire du système In-Ceram, et propose de remplacer le verre par des polymères pour obtenir un matériau de type RCIP.¹⁹ La problématique majeure était le retrait important lié à la polymérisation des polymères (5% versus 1% pour système In-Ceram™).²⁰ Cela provoque une

¹⁷ Shoher et Whiteman, « Captek™ - A new capillary casting technology for ceramometal restorations ».

¹⁸ Li, chow, et martinlinna, « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art ».

¹⁹ Giordano, « Method for fabricating ceramic network material ».

²⁰ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

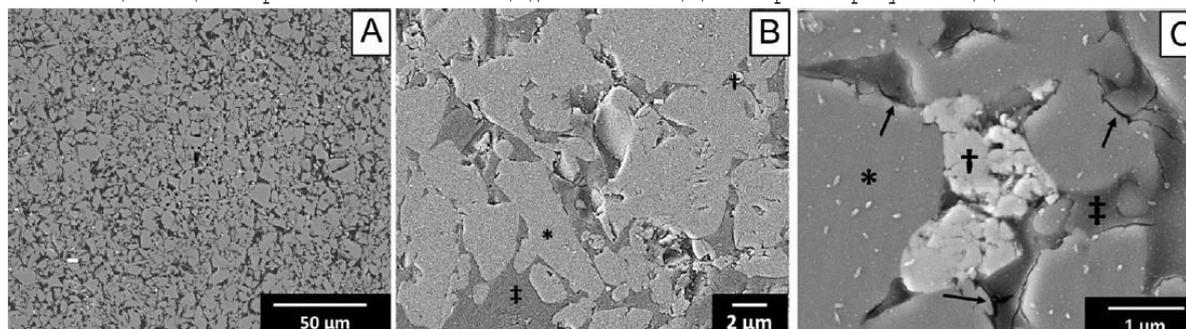
décohésion entre le réseau céramique et le polymère, ce qui rend le matériau final plus opaque.

Sadoun M.-J. apporte une solution en 2011 et dépose un brevet²¹ pour une nouvelle méthode de polymérisation appliquant HT et HP pour limiter les contraintes internes. Lorsque la HT (180°C) augmente la mobilité des chaînes polymères, la HP (300MPa) compense le retrait lié à la polymérisation et réduit le nombre et la taille des défauts intrinsèques.

12 Composition

Vita Enamic® est composé d'une phase inorganique à base céramique et d'une phase organique, polymère. L'agent couplant, silane assure la liaison entre les deux.

Figure 2 Images MEB de Vita Enamic® avec des grossissements x1500 (A), x5000(B) et x20 000 (C). Les images montrent l'interconnexion des deux phases (A). Quelques éléments de la composition sont observés (B et C) : les particules de leucite (*), de zircone (†) et la phase polymère (‡).



Source Della Bona et al. « Characterization of a polymer-infiltrated-ceramic-network material », 2014.

La phase inorganique (représente 86% du poids et 75% en Vf)

Le réseau céramique ressemble à la céramique feldspathique, avec une phase majeure à base leucite et une phase mineure cristalline de zircone.

Elle contient principalement de l'oxyde de silicium (58~63%), d'oxyde d'aluminium (20~23%), les oxydes modificateurs (Na₂O et K₂O, 13~17%), l'anhydride borique (B₂O₃, pour contrôler le coefficient de dilatation thermique), les oxydes opacifiants et les colorants (ZrO₂ et TiO₂).²² La silice participe à la stabilité chimique et à la biocompatibilité du matériau par son inertie. L'alumine rend le matériau plus résistant par augmentation de la température de frittage.

²¹ Sadoun, « Composite ceramic block ».

²² Vita Zahnfabrik, « Vita Enamic® documentation technique scientifique ».

Trois études ont analysé la composition élémentaire de Vita Enamic® par l'intermédiaire de l'image spectrométrique de dispersion de l'énergie par rayon X. Leurs résultats sont en concordance avec les informations fournies par le fabricant.²³

La phase organique (représente 14% du poids et 25% en Vf)

La seconde phase organique est constituée d'un mélange de diméthacrylate d'uréthane (UDMA) et de diméthacrylate de triéthylèneglycol (TEGDMA).

L'UDMA est un monomère de haut poids moléculaire. Il présente nombreux avantages par rapport à Bis-GMA (connue pour la relargage des Bisphénol-A). Un poids moléculaire moins élevé (plus de doubles liaisons par poids) et une viscosité inférieure grâce à la présence d'uréthane qui donne plus de flexibilité. L'UDMA est plus riche en doubles liaisons que Bis-GMA. Il est responsable d'une réactivité de polymérisation supérieure menant à un taux de conversion plus élevé et à une meilleure biocompatibilité.²⁴

Le TEGDMA est un monomère de bas poids moléculaire, mélangé souvent avec l'UDMA pour contrôler la viscosité du matériau. Cependant, sa biocompatibilité est médiocre à cause de son effet inhibiteur sur les odontoblastes.²⁵

La nature de l'agent couplant, un silane, n'est pas évoquée par le fabricant.

²³ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material »; Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic »; Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

²⁴ Sideridou, Tserki, et Papanastasiou, « Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins »; Barszczewska-Rybarek, « Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA ».

²⁵ Krifka et al., « A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers ».

13 Procédé d'élaboration des Matériaux RCIP

Vita Zahnfabrik ne précise pas le mode de fabrication de Vita Enamic®. Cette partie se base donc sur les procédés de fabrication des matériaux RCIP expérimentaux décrits par Coldea A. et al. et Nguyen J.-F. et al.²⁶

Fabrication du bloc céramique

La barbotine est préparée en mélangeant la poudre de céramique feldspathique dans l'eau. Ensuite, le procédé d'agglomération ou de condensation est effectué ; soit sous pression (Coldea A. et al., non-détaillé) ou soit par méthode de coulage en barbotine (Nguyen J.-F. et al.).

Frittage du bloc céramique : réseau céramique poreux

Le bloc céramique est soumis à un traitement thermique (600°C pendant 2h, Nguyen J.-F. et al.). Le frittage permet la consolidation de l'agglomérat de céramique en rapprochant les particules entre elles. Différentes porosités finales peuvent être obtenues en modulant la granulométrie initiale de départ et les paramètres de frittage (temps et température).

Silanisation

Le bloc est ensuite traité par un agent de couplage, 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane. La silanisation assure la cohésion entre le réseau céramique et le mélange de polymères.

Infiltration de bloc poreux par résine

Coldea A. et al. utilisent un mélange de UDMA/TEGDMA et un initiateur, peroxyde de di-benzoyle. Le procédé de l'infiltration n'est pas détaillé.

Nguyen J.-F. et al. réalisent l'infiltration du réseau céramique (fritté ou non) sous vide. Seul l'UDMA est utilisé ici avec ou sans initiateur, peroxyde de di-tert-amyl.

²⁶ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials »; Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

Polymérisation sous HT et HP

Le bloc céramique infiltré de polymère est ensuite polymérisé sous HT et HP pour former le matériau RCIP. L'infiltration se fait par l'action capillaire.

14 Comportements mécaniques en relation avec la composition et le mode de fabrication

1.4.1 Frittage

Nguyen J.-F. et al.²⁷ montrent l'influence du frittage préalable à l'infiltration sur les propriétés mécaniques finales des blocs RCIP. Les matériaux frittés sont plus denses en céramique par rapport aux matériaux non frittés (72.6% vs. 73.8% en Vf) à cause de la rétraction plus importante. La formation des cols de frittage rend également le matériau plus dense en céramique. Selon ces auteurs, le frittage améliore la résistance à la flexion, la dureté et le module d'élasticité, mais a peu d'influence sur la ténacité à la rupture.

Il est possible d'atteindre une part volumique céramique plus importante (moins poreux), mais elle est limitée. En effet, une porosité adéquate est nécessaire pour une infiltration de polymère. Un frittage plus important produit plus de cols de frittage ce qui rend le matériau plus dur et diminue son usinabilité.

Cependant, les matériaux RCIP expérimentaux fabriqués sans frittage ont rapporté des valeurs de module de Weibull supérieures par rapport aux ceux qui sont fritté avant le procédé de polymérisation. Cette amélioration résulte de l'absence de cols de frittage permettant les mouvements des monomères pendant l'infiltration (avant la polymérisation), ce qui rend le matériau plus homogène.

²⁷ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

1.4.2 Initiateur

Phan A.-C. et al.²⁸ et Bèhin P. et al.²⁹ montrent l'influence de l'initiateur sur les propriétés viscoélastiques et la biocompatibilité des blocs composites expérimentaux contenant uniquement de l'UDMA.

Sous la même condition de polymérisation, HP de 300MPa et HT de 190°C, la présence de l'initiateur améliore la réticulation des chaînes de monomères et le degré de conversion ce qui rend le composite plus homogène avec moins de défauts. Il en résulte donc des propriétés viscoélastiques supérieures et un module de Weibull plus élevé.

Sur une période de 28 jours, en présence de l'initiateur (peroxyde de benzoyle, 0.5%), le relargage des monomères (UDMA) est significativement réduit, en dessous des limites de détection de HLPC (chromatographie liquide haute performance) utilisée par Phan A.-C. et al.

1.4.3 Type de monomère : homo ou co-polymère

La nature de la matrice organique (monomère) est un autre facteur influençant les propriétés mécaniques. Nguyen J.-F. et al.³⁰ ont comparé les propriétés de quatre blocs résines composites (BRC) expérimentaux à base d'UDMA et deux composites de contrôle (BRC à partir de composite direct Z100, 3M ESPE et sa contrepartie, Paradigm™ MZ100).

Les résultats montrent que les propriétés de BRC basé sur homopolymères, contenant uniquement de l'UDMA, sont similaires ou supérieures à celles des blocs contenant UDMA et TEGDMA. Les auteurs suggèrent que la nécessité d'un diluant, TEGDMA, peut être évitée sous condition HT/HP. Le BRC basé sur homopolymère sans aucun additif est intéressant sur le plan de la biocompatibilité et de la stabilité du matériau à long terme, comme son module de Weibull l'indique (14.5).

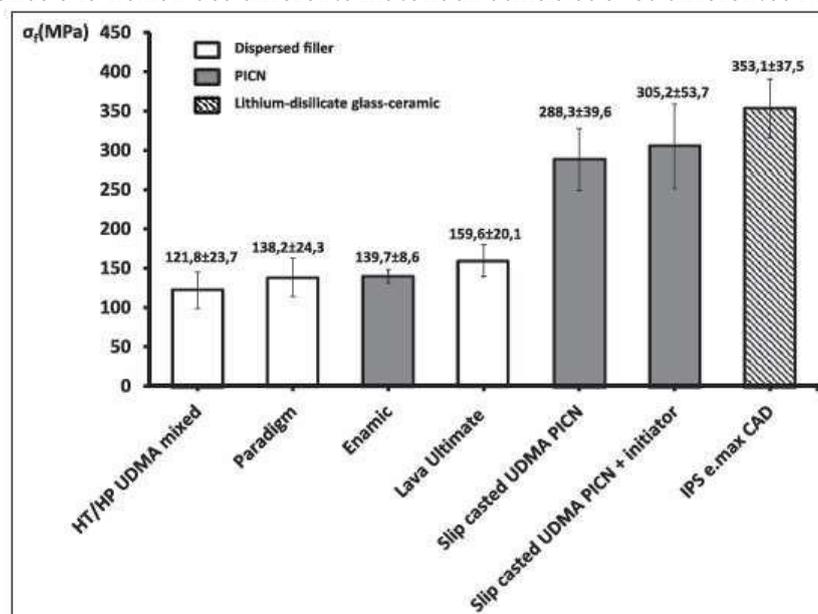
²⁸ Phan et al., « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release ».

²⁹ Bèhin et al., « Dynamic mechanical analysis of high pressure polymerized urethane dimethacrylate ».

³⁰ Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

La relation entre la nature de monomère et les propriétés de blocs RCIP n'est pas établie mais des résultats similaires sont prévisibles. La figure 3 illustre une grande variété de résistance entre les matériaux usinables par la CFAO commercialisés et expérimentaux.

Figure 3 Résistance à la flexion des différents matériaux usinables avec différentes microstructures.



Source Mainjot et al., « From artisanal to cad-cam blocks: state of the art of indirect composites », 2016.

Il existe une relation complexe entre les différents paramètres de procédés de fabrication (nature des éléments constituants, mode de polymérisation et de fabrication du réseau céramique préforme...etc.) et la performance du matériau.

1.4.4 Part volumique de céramique

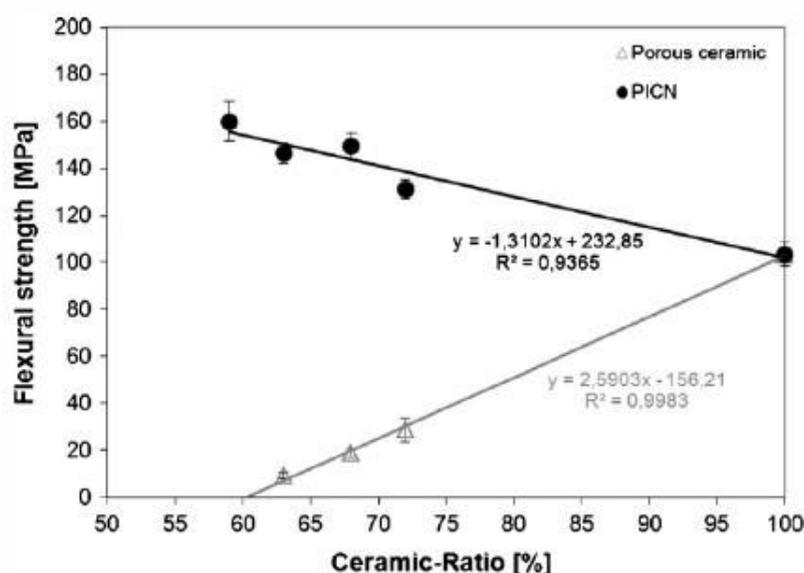
L'étude mécanique de Coldea A. et al.³¹ met en évidence la relation directe entre certaines propriétés mécaniques du matériau RCIP et la fraction volumique de céramique. Quatre RCIP expérimentaux sont évalués en variant la part volumique de céramique. Les résultats montrent que l'augmentation en densité (de 59 à 72%) s'accompagne de l'augmentation en module d'élasticité (de 16.4 à 28.1GPa) et de la dureté (1.05GPa à 2.10GPa). Cette relation est retrouvée dans l'étude de Nguyen J.-F. et al. présentée dans 1.6.1.

³¹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

La résistance à la flexion des matériaux RCIP expérimentaux, en revanche, est inversement corrélée à la fraction volumique de céramique (figure 4). Les valeurs moyennes vont de 131.1 MPa à 159.9 MPa avec les Vf qui varient de 72% à 59%. Cela est probablement lié à l'infiltration plus difficile de polymère dans un réseau céramique plus dense.

Cependant, cette relation n'est pas retrouvée dans l'étude de Nguyen J.-F. et al.³² Pour leurs matériaux expérimentaux, le frittage a entraîné une légère augmentation de Vf (de 72.6% à 73.8%) de céramique, s'accompagnant d'une augmentation de la résistance à la flexion.

Figure 4 Rapport entre la densité en céramique et la résistance à la flexion des matériaux RCIP expérimentaux.



Source Coldea A. et al., « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials », 2013.

1.4.5 Polymérisation sous HT et HP

La thermo-polymérisation est le mode le plus utilisé pour fabriquer les matériaux usinables en CFAO. Comme Sadoun M.-J. précise dans son brevet, les BRC produits fabriqués par la méthode classique ont une résistance insuffisante qui limite leur implication clinique.

A cause de la rétraction du volume liée à la thermo-polymérisation, les polymères se détachent du support céramique. Cela est responsable de la formation des défauts (pores) et

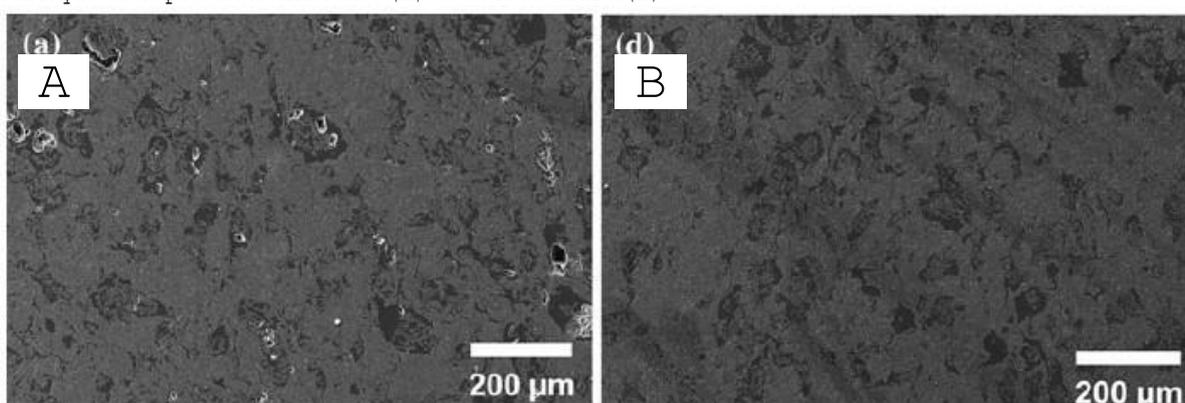
³² Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

des contraintes internes au sein du matériau.³³ Une nouvelle méthode de polymérisation appliquant HT/HP est développée pour résoudre ce problème.

Steier V.-F. et al. ³⁴ se sont intéressés à l'influence de la pression et de la vitesse d'échauffement (heating rate) sur les propriétés mécaniques et la microstructure du matériau RCIP. Les études mécaniques sont réalisées sur leur modèle de type RCIP à base d'alumine (Al_2O_3) infiltré de UDMA/TEGDMA avec initiateur (peroxyde de di-benzoyle). Les résultats montrent que le procédé HP a une influence significative sur la résistance, d'environ 15% d'augmentation par rapport aux blocs polymérisés à pression ambiante.

Le premier effet positif de la HP est l'augmentation du degré de conversion (un pourcentage de doubles liaisons converties dans la matrice résineuse pendant la polymérisation) et de réticulation ce qui améliore la résistance du polymère. Le deuxième effet est l'augmentation de densité de monomère dans le réseau céramique lors de la polymérisation (dans sa préforme). En effet, La pression isostatique permet un apport permanent de monomères vers le centre du réseau. Les défauts ou pores générés sont donc occupés immédiatement par les monomères libres.

Figure 5 L'analyse des microstructures des matériaux RCIP expérimentaux. L'image du matériau fabriqué sous pression ambiante (A) et sous 300MPa (B).



Source Steier V.-F. et al., « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics », 2013.

³³ Ferracane, « Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization ».

³⁴ Steier, Koplín, et Kailer, « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics ».

Une réduction significative (B) des défauts, par rapport à (A), est mise en évidence par l'analyse de la microstructure. Lorsque la HP est appliquée simultanément à la HT, la vitesse d'échauffement n'a pas d'influence significative sur le matériau.

Nguyen J.-F. et al.³⁵ ont mené une étude pour examiner l'effet de polymérisation sous HP/HT sur les propriétés mécaniques des composites. Les BRC sont fabriqués à partir de quatre composites directs (Gradia® GC, Grandio® VOCO, ExthetX® Dentsply, VitaVM®LC Vita Zahnfabrik), puis comparés entre eux et à Paradigm™ (témoin).

Les résultats sont similaires à ceux de Steier V.-F. et al., un matériau plus performant (dureté, résistance et ténacité améliorés) et homogène est obtenu par le procédé HT/HP.

Une pression trop élevée (de l'ordre de GPa) représenterait un coût considérable dans la chaîne de production, qui augmente exponentiellement avec la pression appliquée. De plus, elle induirait une perte de mobilité des monomères nécessaires à la propagation.

Ainsi Phan A.-C. et al.³⁶ ont tenté de déterminer la pression optimale de polymérisation de l'UDMA. Ils évaluent le degré de conversion et les propriétés viscoélastiques de 16 polymères d'UDMA (dont deux témoins) avec initiateur, en variant la pression appliquée (50 – 350MPa). En se basant sur ces deux paramètres, la pression optimale est de 200MPa à 90°C pour l'UDMA en présence de l'initiateur (peroxyde de benzoyle). Cependant, cette étude présente des limites qui résultent de l'absence du réseau céramique.

³⁵ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

³⁶ Phan et al., « Optimum pressure for the high-pressure polymerization of urethane dimethacrylate ».

2 : Étude des caractéristiques de blocs de réseaux céramique infiltrés de polymères

Il existe de nombreux facteurs qui déterminent le succès clinique à long terme d'une prothèse dentaire : les facteurs liés aux conditions initiales (la sélection du matériau et la conception de la prothèse), les facteurs liés à la fabrication (la forme, le mode de traitement et etc.), les facteurs liés aux environnements et celles liées à la fonction clinique.³⁷ La connaissance des propriétés mécaniques et la caractérisation de la microstructure sont les premières étapes afin de prédire les comportements cliniques des matériaux en dentisterie restauratrice.³⁸

2.1 Propriétés mécaniques

2.1.1 Module d'élasticité

Le module d'élasticité (E) représente la résistance à la déformation élastique du matériau. Il mesure la rigidité du matériau sous contrainte. Celui de l'émail varie approximativement entre 48 et 105.5 GPa. Pour la dentine, il varie entre 16 et 20.3 GPa.

Tableau 2 Propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine.

	Elastic modulus [GPa]	Hardness [GPa]	Fracture toughness [MPa \sqrt{m}]
Dentin	16-20.3 [23,24]	0.6-0.92 [25,26]	2.2-3.1 [25,27]
Enamel	48-105.5 [21,29]	3-5.3 [22,29]	0.6-1.5 [24,30]

Source Coldea et al., « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials », 2013.

Idéalement, les matériaux dentaires devraient avoir des propriétés élastiques similaires à celles de la dent humaine afin de distribuer les charges de manière plus homogène.³⁹ Selon,

³⁷ Rekow et Thompson, « Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses », janvier 2007.

³⁸ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ».

³⁹ Yamanel et al., « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis ».

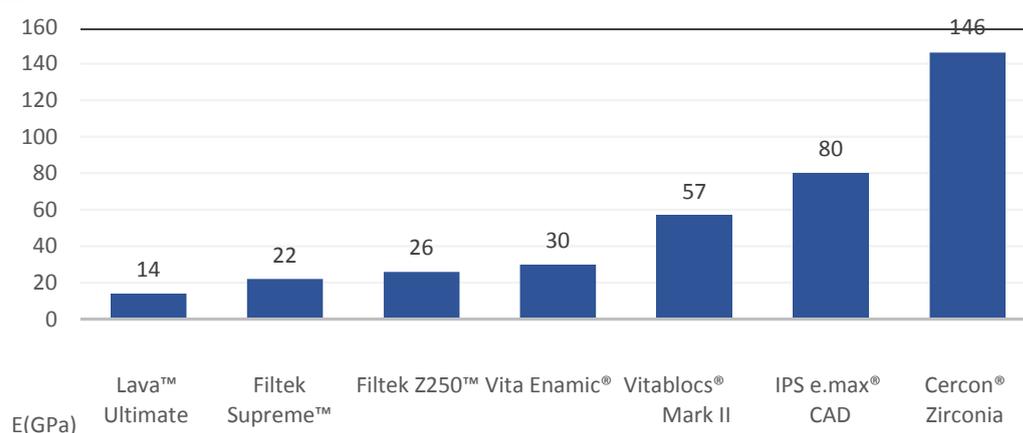
le fabricant, le Vita Enamic® est le premier matériau à avoir un module d'élasticité (30GPa) similaire à celui de la dentine.

Tableau 3 Module d'élasticité de Vita Enamic® et les matériaux RCIP expérimentaux.

Auteur(s)	Matériau testé	Densité en céramique (%/g/cm3)	Méthode d'évaluation	Module d'élasticité (GPa)
Vita Zahnfabrik	Vita Enamic	75	Non détaillé	30
Ruse ND et Sadoun MJ (2014) ⁴⁰	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	29
Coldea et al., (2015) ⁴¹	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	35.5
Homaei E et al. (2016) ⁴²	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	30
Argyrou R et al. (2016) ⁴³	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	27
He LH et Swain M (2011) ⁴⁴	RCIP expérimentaux	1.80	Nano-indentation	30
Coldea A et al. (2013) ⁴⁵	RCIP expérimentaux	72	Test flexion 3 points	28
Coldea A et al. (2013) ⁴⁶	RCIP expérimentaux	72	Test flexion 3 points	32
Della Bona A. et al., (2014) ⁴⁷	RCIP expérimentaux	71	Analyse par ultrason	38

Source auteur.

Figure 6 Modules d'élasticité des différents matériaux dentaires.



Sources Della Bona A et al., « Characterization of a polymer-infiltrated-ceramic-network », 2014; Coldea A et al., « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation », 2013 ; Ruse N.-D., et Sadoun M.-J., « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications », 2014.

⁴⁰ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental cad/cam applications ».

⁴¹ Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including picn) after simulated bur adjustments ».

⁴² Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental cad/cam ceramics ».

⁴³ Argyrou et al., « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ».

⁴⁴ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

⁴⁵ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

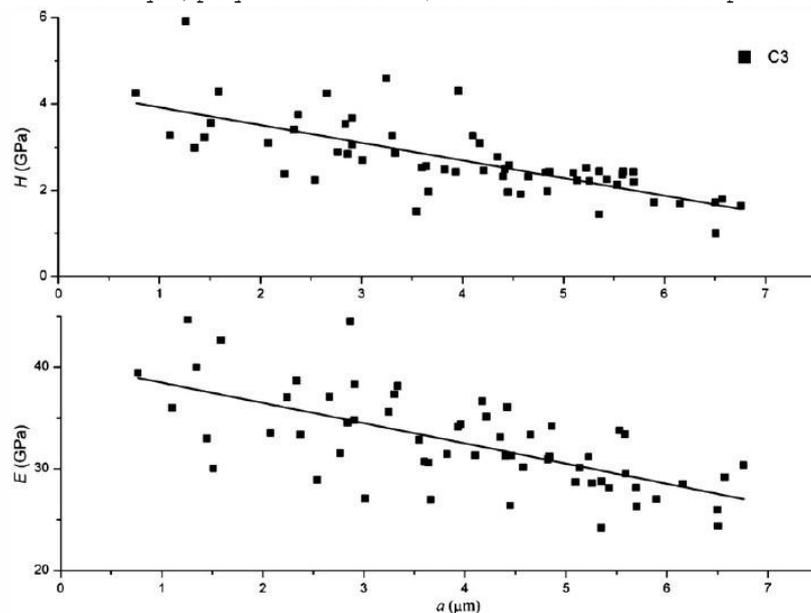
⁴⁶ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel picn material by sharp indentation ».

⁴⁷ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ».

Le tableau 3 montre que les modules d'élasticité des matériaux de type RCIP, (commercialisés ou expérimentaux) contenant entre 71 et 75% de céramique, vont de 27 à 38 GPa. Ces valeurs sont comprises entre celles des matériaux à base de résine et celles des céramiques (figure 6). Dans tous les cas, les matériaux RCIP s'approchent plus de la dentine en termes de rigidité que les composites et céramiques d'aujourd'hui.

L'étude de He L.-H. et Swain M.⁴⁸ montre un effet ISE similaire entre le matériau RCIP expérimental et l'émail humain. L'effet ISE représente la croissance du module d'élasticité et dureté lorsque les surfaces de contacts diminuent (matériau – indenteur). La figure 7 montre la diminution du module d'élasticité et de la dureté au fur et à mesure de la pénétration. C'est un comportement recherché pour les matériaux afin de résister aux forces de mastication exercées sur des petites surfaces de contacts dentaires.

Figure 7 La diminution de la dureté et le module d'élasticité d'un matériau RCIP expérimental. (C3, 1.80 g/cm³ de densité de céramique, polymérisé sous HP) au fur et à mesure de la pénétration.



Source He L.-H. et Swain M., « A novel polymer infiltrated ceramic dental material », 2011.

⁴⁸He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

L'avantage d'un faible module d'élasticité, similaire à celui de la dentine, est montré par Yamanel K. et al.⁴⁹ et Ausiello P. et al.⁵⁰ Ces auteurs concluent qu'une meilleure distribution de charges au sein de la restauration (inlay et onlay) ainsi qu'une transmission plus efficace de contraintes vers les tissus dentaires est obtenue avec un matériau de plus faible module d'élasticité.

L'une des problématiques majeures des couronnes toute en céramique concerne la fracture brutale en masse (*bulk fracture*). Elle expose le support (tissu dentaire ou matériau de reconstruction) par la formation des fissures radiales (à partir des défauts préexistants) à l'interface entre l'agent d'assemblage et la couronne. Sous une charge occlusale compressive, cette interface subit une contrainte de traction entraînant des fissures radiales. Il existe une relation linéaire entre cette contrainte de traction à l'interface et le rapport $E_{\text{Ceram}}/E_{\text{Support}}$. Pour un support donné, plus le module d'élasticité de la céramique (épaisseur constante) est important, plus la charge à la traction est importante, donc plus la probabilité de la fracture est grande.⁵¹

2.1.2 Dureté

La dureté mesure la résistance d'un matériau à une déformation permanente ou à une pénétration d'un indenteur. C'est un indicateur d'aptitude au polissage, à l'usinage (fraisage) et à la résistance à l'usure.⁵² Elle est évaluée à l'aide d'une empreinte qu'un indenteur laisse dans un matériau sous une charge donnée. La forme de l'indenteur (sphérique ou pyramidale) et la nature des mesures (surface ou profondeur) varient entre les différents tests de la dureté. Selon la littérature, la dureté de l'émail est comprise entre 3 et 5 GPa et celle de la dentine est de 0.6 à 0.92 GPa (tableau 3).

⁴⁹ Yamanel et al., « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis ».

⁵⁰ Ausiello et al., « Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class ii inlay restorations: A 3D-FEA study ».

⁵¹ Kelly et al., « Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns »; Rekow et Thompson, « Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses », 2007.

⁵² Oh, Delong, et Anusavice, « Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review ».

Tableau 4 Les Duretés de Vita Enamic® et des matériaux RCIP expérimentaux. *Valeurs converties en GPa.

Auteur(s)	Matériau testé	Densité céramique (%/g/cm ³)	en	Méthode d'évaluation	Dureté (GPa)
Vita Zahnfabrik	Vita Enamic	75		Non détaillé	2.1
Albero A et al. (2015) ⁵³	Vita Enamic	75		Vickers	1.7
Leung BT et al. (2015) ⁵⁴	Vita Enamic	75		Vickers	3.7*
Homaei E et al. (2016) ⁵⁵	Vita Enamic	75		Vickers	2.6*
He LH et Swain M (2011) ⁵⁶	RCIP expérimentaux	1.88		Berkovich	2.6
Coldea et al. (2013a) ⁵⁷	RCIP expérimentaux	72		Vickers	2.1
Coldea et al. (2013b) ⁵⁸	RCIP expérimentaux	72		Vickers	2.4
Nguyen et al. (2013) ⁵⁹	RCIP expérimentaux	73.8		Vickers	1.4

Source : auteur.

Les valeurs de la dureté rapportées par plusieurs auteurs (tableau 4) vont de 1.4 à 2.6 GPa, à l'exception de celle de Leung BT et al. (3.7GPa). La dureté du BRC commercialisé, Paradigm™, est de 1 GPa.⁶⁰ Trois auteurs ont comparé Vita Enamic® aux matériaux à base de résine et aux céramiques. En tenant compte de la disparité des valeurs absolues, seul le classement des matériaux au sein d'une même étude semble valable.

Tableau 5 Classement des matériaux selon leur dureté.

Auteur(s)	Classement des matériaux basé sur la dureté avec différence significative (GPa)
Albero A et al. (2015) ⁶¹	Lava Ultimate (1.2) < Vita Enamic (1.7) < Vitablocs Mark II (3.5) < Empress CAD (4.6) < IPS e.max CAD (5.8)
Leung BT et al. (2015) ⁶²	Vita Enamic (3.7) < Vitabloc Mark II (5.8) < e.max CAD (7.1)
Coldea et al. (2015) ⁶³	Vita Enamic (2.4) < e.max CAD (6) ≤ Vita Mark II (6.2) ≤ VM9 (6.3) < In-Ceram Alumina (11.8) < In-Ceram Zirconia (14)
Homaei E et al. (2016) ⁶⁴	Vita Enamic (2.6) < e.max CAD (6.6) < Zirconia Cercon (16.1)

Source : auteur.

⁵³ Albero et al., « Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network ».

⁵⁴ Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁵⁵ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental cad/cam ceramics ».

⁵⁶ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

⁵⁷ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

⁵⁸ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel picn material by sharp indentation ».

⁵⁹ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

⁶⁰ Ibid.

⁶¹ Albero et al., « Comparative Characterization of a Novel Cad-Cam Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network ».

⁶² Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁶³ Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including picn) after simulated bur adjustments ».

⁶⁴ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental cad/cam ceramics ».

Les matériaux RCIP ont des duretés de l'ordre de celle de la dentine, inférieures à une moyenne des céramiques et supérieures à une moyenne des composites à base de résine (tableau 5). L'étude de Coldea A. et al.⁶⁵ est en accord avec ce classement.

Plusieurs auteurs suggèrent que l'usure de la dent antagoniste par le matériau RCIP sera moins marquée du fait de sa faible dureté (comparable à celle de la dentine). Cependant, Oh et al.⁶⁶ dans leur revue de littérature, concluent que la corrélation entre le taux d'usure de l'email humain et la dureté de céramique n'est pas établie. Selon ces auteurs, cette relation dureté-usure ne s'applique qu'aux matériaux métalliques où l'usure se produit par déformation plastique contrairement aux céramiques qui usent l'antagoniste par un phénomène de fracture. Le processus d'usure de la céramique dépend plutôt de sa microstructure, de son état de surface et de facteurs liés à l'environnement.

L'étude de Lebon N et al.⁶⁷ montre que l'usure des instruments d'usinage est influencée par la dureté de matériau. Parmi les trois matériaux testés, Vitablocs® Mark II (valeur de la dureté plus élevée) entraîne l'usure la plus sévère par rapport aux Vita Enamic® et Lava™ Ultimate.

2.1.3 Résistance à la flexion (Contrainte à la rupture)

Elle représente la résistance à la contrainte exercée sur un matériau sous force de flexion au moment de sa rupture. C'est une propriété nécessaire pour un matériau sollicité constamment par des forces masticatoires. La méthode d'évaluation est standardisée sous la norme ISO 6872 :2015, qui est le test de flexion à trois points. Il consiste à appliquer une force statique au centre d'une éprouvette de taille standardisée fixée en deux points à ses extrémités. C'est le test standard du fait de sa pertinence clinique, (la contrainte de tension

⁶⁵ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel picn material by sharp indentation ».

⁶⁶ Oh, Delong, et Anusavice, « Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review ».

⁶⁷ Lebon et al., « Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling ».

étant la plus rencontrée pour les restaurations)⁶⁸ et également pour sa simplicité du protocole. La valeur satisfaisante proposée par ISO 6892 pour une indication clinique est de 100 MPa.

Tableau 6 Résistance à la flexion des matériaux RCIP expérimentaux et Vita Enamic®.

Auteur(s)	Matériau testé	Densité en céramique (%/g/cm ³)	Méthode d'évaluation	Résistance à la flexion (MPa)
Vita Zahnfabrik	Vita Enamic	75	Non détaillé	150 – 160
Lauvahutanon S et al. (2014) ⁶⁹	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	140.7
Ruse ND et Sadoun MJ (2014) ⁷⁰	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	139.7
Coldea et al. (2015) ⁷¹	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	152.3
Leung BT et al. (2015) ⁷²	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	146
Awada A et Nathanson D (2015) ⁷³	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	137
Albero A et al. (2015) ⁷⁴	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	180.9
Stawarczyk B et al. (2015) ⁷⁵	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	146
Homaei et al. (2016) ⁷⁶	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	135.8
Argyrou R et al. (2016) ⁷⁷	Vita Enamic	75	Test flexion 3 points	124
Coldea et al. (2013) ⁷⁸	RCIP expérimentaux	72	Test flexion 3 points	131.1
Coldea et al. (2013b) ⁷⁹	RCIP expérimentaux	72	Test flexion 3 points	144.4
Nguyen et al. (2013) ⁸⁰	RCIP expérimentaux	73.8	Test flexion 3 points	305.2

Source auteur.

Le tableau 6 fournit les valeurs de résistance à la flexion des différents matériaux de type RCIP déterminées par le test de flexion à trois points, issues de plusieurs études. Les valeurs de résistance varient entre 124 et 180.9 MPa. Les blocs de Nguyen J.-F. et al. rapportent une valeur très élevée, 305.2 GPa, de l'ordre du disilicate de lithium (IPS e.max® CAD). Nous

⁶⁸ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁶⁹ Lauvahutanon et al., « Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM ».

⁷⁰ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

⁷¹ Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ».

⁷² Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁷³ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

⁷⁴ Albero et al., « Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network ».

⁷⁵ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative cad/cam composites ».

⁷⁶ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁷⁷ Argyrou et al., « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ».

⁷⁸ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

⁷⁹ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ».

⁸⁰ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

rappelons que c'est un bloc expérimental constitué d'une matrice frittée à base de Vita® Mark II (73.8 Vf%) infiltré de l'UDMA, polymérisé sous HT et HP.

Le tableau 7 illustre la forte divergence des valeurs de résistance entre les études, malgré la standardisation du protocole. Nous pouvons conclure en croisant ces classements que la résistance à la flexion du Vita Enamic® est supérieure à celle de blocs céramiques feldspathiques (Vitablocs® Mark II et Vitablocs® TriLuxe Forte). Elle est de l'ordre (souvent inférieure) de celle des BRC (Lava™ Ultimate et Cerasmart™) et vitrocéramique renforcée à leucite (IPS Empress® CAD). Les céramiques de type 3Y-TZP (Cercon® Zirconia) et disilicate de lithium (IPS e.max® CAD) restent nettement au-delà des matériaux RCIP.

Tableau 7 Classement des matériaux selon leur résistances à la flexion.

Auteurs	Classement des matériaux au sein de la même étude (Mpa)
Ruse ND et Sadoun MJ (2014) ⁸¹	Paradigm (131.9) < Vita Enamic (139.7) < e.max CAD (353)
Coldea et al. (2015) ⁸²	VM9 (121.6), Mark II (122) < Vita Enamic (152) < e.max CAD (397) < In-Ceram Alu (548.5) < In-Ceram YZ (1222)
Leung BT et al. (2015) ⁸³	Vitablocs Mark II (106.7) < Vita Enamic (146) < e.max CAD (341.9)
Awada A et Nathanson D (2015) ⁸⁴	Vitablocs Mark II (105) < Vita Enamic (137) < Empress CAD (151) ≤ Paradigm MZ100 (157) < Lava Ultimate (178) < Cerasmart (219)
Albero A et al. (2015) ⁸⁵	Vita Mark II (138) ≤ Empress (147) < Lava Ultimate (164) ≤ Vita Enamic (181) < e.max CAD (271)
Stawarczyk B et al. (2015) ⁸⁶	Vita Enamic (146) ≤ Empress (151) < Blocs résines composites (180 – 205) < e.max CAD (356)
Homaei et al. (2016) ⁸⁷	Vita Enamic (136) < e.max CAD (357) < Zirconia Cercon (887)
Argyrou R et al. (2016) ⁸⁸	Vitabloc Triluxe forte (120) ≤ Vita Enamic (124) < Empress (159) ≤ Lava Ultimate (170)

Source auteur.

Comme les autres tests in-vitro, les résultats ne sont pas corrélés directement aux performances cliniques du matériau. En réalité, la rupture d'une restauration n'est pas induite

⁸¹ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

⁸² Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ».

⁸³ Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁸⁴ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

⁸⁵ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

⁸⁶ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative cad/cam composites ».

⁸⁷ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁸⁸ Argyrou et al., « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ».

par une seule application de charge statique, mais résulte de l'accumulation de fatigue en milieu buccal. ⁸⁹ L'étude de Heintz S.-D. et al. ⁹⁰ montre que la rupture par fatigue des céramiques se fait approximativement 45~55% en dessous de leur valeur moyenne de la résistance à la flexion.

2.1.4 Module de Weibull

Les matériaux dentaires fragiles, comme les céramiques, présentent des défauts intrinsèques qui sont introduites aléatoirement lors de la fabrication et/ou de l'ajustement. Cela est responsable de la divergence des valeurs de la résistance à la flexion (déterminées dans les conditions identiques) entre les échantillons issus du même matériau. La valeur absolue de la résistance à la flexion seule ne permet pas de définir la fiabilité du matériau.⁹¹

L'étude statique de Weibull est conduite donc sur les résultats du test de flexion à trois points pour estimer la probabilité de rupture en fonction de la distribution de défauts. Un module de Weibull élevé signifie que la répartition plus homogène des défauts qui sont des sources potentielles de la rupture. Certains auteurs proposent d'associer la résistance à la flexion et le module de Weibull pour évaluer la fiabilité du matériau.⁹²

Tableau 8 Classement des matériaux selon leurs modules de Weibull.

Auteurs	Classement des matériaux au sein de la même étude
Leung BT et al. (2015) ⁹³	Vita Mark II (6.93) < E.max CAD (10.01) < Vita Enamic (12.87)
Albero A et al. (2015) ⁹⁴	E.max CAD (4.91) < Enamic (4.99) < Suprinity (5.27) < Lava Ultimate (5.98) < Mark II (8.07) < Empress (8.63)
Homaei et al. (2016) ⁹⁵	E.max CAD (7.0) < Zirconia Cercon (14.5) < Enamic (19.7)
Argyrou R et al. (2016) ⁹⁶	Empress (11.07) < Lava Ultimate (15.39) < Vita Enamic (18.27) < Vitabloc Triluxe forte (22.58)

Source auteur.

⁸⁹ Ibid.

⁹⁰ Heintze, Monreal, et Rousson, « Fatigue resistance of denture teeth ».

⁹¹ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁹² Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁹³ Ibid.

⁹⁴ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

⁹⁵ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

⁹⁶ Argyrou et al., « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ».

Le tableau 8 récapitule les modules de Weibull des différents matériaux usinables par la CFAO. Les modules de Weibull de Vita Enamic® vont de 12.87 à 19.7, le Vita Zahnfabrik rapporte une valeur de 20. Il est difficile de tirer une conclusion à cause d'une forte disparité entre les résultats. Néanmoins, le module de Weibull de Vita Enamic® est supérieur à ceux de la zircone et du disilicate de lithium.

Tableau 9 Classement des matériaux selon leurs contraintes caractéristiques ($\sigma\theta$)

Auteurs	Classement des matériaux au sein de la même étude (MPa)
Leung BT et al. (2015) ⁹⁷	Vita Mark II (114) < Vita Enamic (151) < E.max CAD (360)
Albero A et al. (2015) ⁹⁸	Mark II (146) < Empress (155) < Lava Ultimate (177) < Enamic (197) < Suprinity (281) < E.max CAD (296)
Homaei et al. (2016) ⁹⁹	Enamic (139) < E.max CAD (381) < Zirconia Cercon (921)
Argyrou R et al. (2016) ¹⁰⁰	Vitabloc Triluxe forte (122) < Enamic (127) < Empress (167) < Lava Ultimate (176)

Source auteur.

La contrainte caractéristique correspond à la valeur de contrainte où 63.2% des échantillons testés rompraient (tableau 9). Elle est évaluée depuis le diagramme de Weibull et les résultats obtenus sont plus cohérents entre eux. Pour Vita Enamic®, les valeurs sont comprises entre 127 et 197MPa. Elles sont nettement inférieures à celle de la zircone (921MPa) et à celle de la vitrocéramique au disilicate de lithium (360~381MPa) mais supérieures à celles des feldspathiques (Vitablocs® Mark II et TriLuxe Forte)

⁹⁷ Leung et al., « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ».

⁹⁸ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

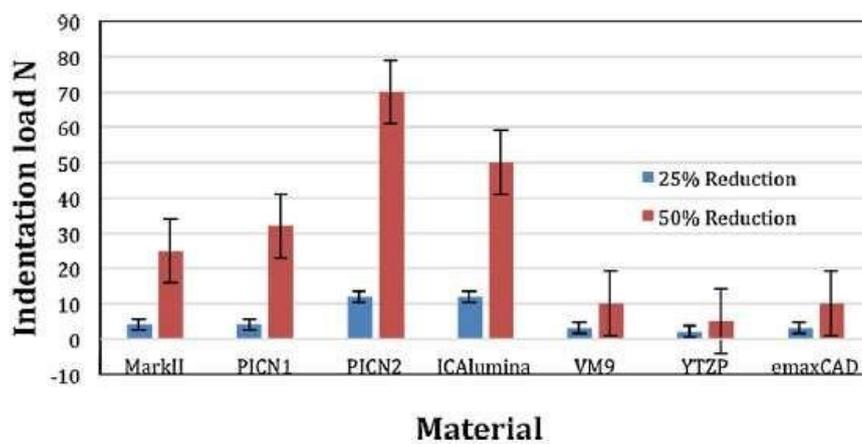
⁹⁹ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

¹⁰⁰ Argyrou et al., « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ».

2.1.5 Tolérance aux dommages

Coldea A. et al. ont examiné l'influence de divers types de dommages : indentation de type Vickers¹⁰¹, sphérique¹⁰² et le fraisage¹⁰³, sur la résistance résiduelle des matériaux dentaires incluant les RCIP expérimentaux.

Figure 8 Les charges d'indentation (N) de Vickers entraînant 25% et 50% de réduction des résistances des céramiques testées.



Source Swain M. et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials », 2016.

Cette figure issue de la revue de Swain M. et al.¹⁰⁴ analyse les résultats de l'étude de Coldea A. et al. Les charges d'indentation (de type Vickers) nécessaires pour générer une telle réduction de résistance (50 %) sont nettement supérieures pour les matériaux de type RCIP et In-Ceram™ Alumina par rapport aux autres.

Sous charge d'indentation sphérique, qui simule mieux les contacts occlusaux, les comportements plus élastiques sont observés chez les tous matériaux testés. La courbe de charge – déplacement (figure 9) issue de Coldea A. et al. montre que les RCIP expérimentaux ont une meilleure absorption de l'énergie. Ceci est dû à leur comportement à la fois élastique

¹⁰¹ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel picn material by sharp indentation ».

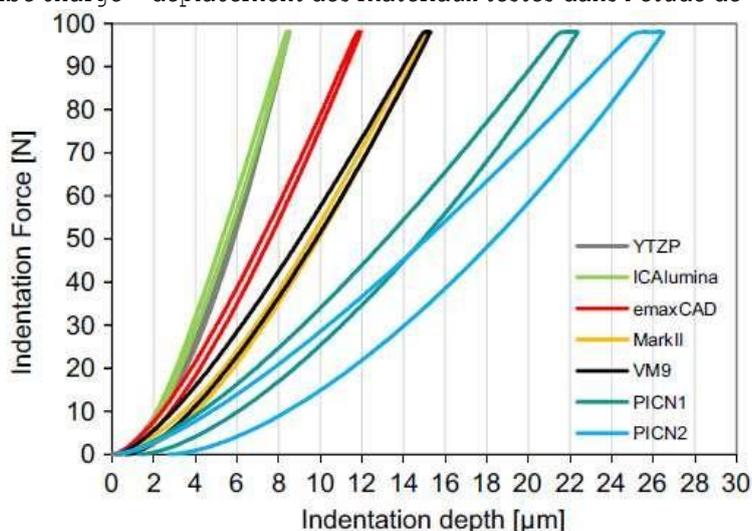
¹⁰² Coldea, Swain, et Thiel, « Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics ».

¹⁰³ Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ».

¹⁰⁴ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

et plastique contrairement à l'In-Ceram® YZ qui réagit majoritairement de manière élastique. Le plateau à 98.07N correspond à la période de maintien de charge et représente le fluage des matériaux RCIP (sans récupération complète), qui est un comportement de matériau se déformant progressivement sous une application statique de charge. Cela implique un mécanisme de résorption d'énergie. He L.-H. et Swain M.¹⁰⁵, mettent en évidence ce comportement chez leur RCIP expérimentaux, similaire à celui de l'émail humain.

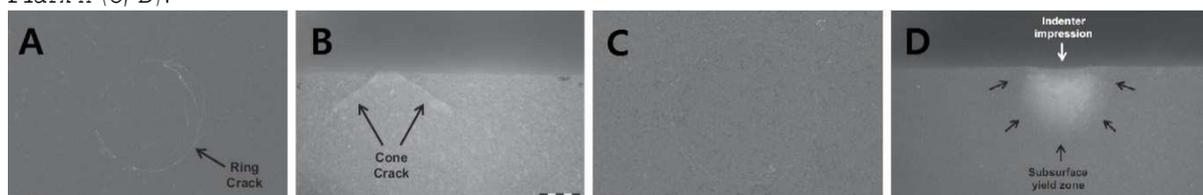
Figure 9 La courbe charge – déplacement des matériaux testés dans l'étude de Coldea A. et al.



Source Coldea A. et al., « Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics », 2014.

Le comportement dit, 'fragile' des céramiques est dû au fait qu'elles subissent uniquement une déformation élastique. Cette propriété est à l'origine de fracture. En cas de matériaux RCIP contenant d'une phase ductile, un certain degré de plasticité est observé.

Figure 10 Les images MEB des surfaces fracturées (B, D) et indentées (A, C) à carbure de tungstène de rayon 0.5mm à 98.07N (A, C) et à 500N (B, D), de deux matériaux : Vita Enamic® (A, B) et Vitablocs® Mark II (C, D).



Source Coldea A. et al., « Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics », 2014.

¹⁰⁵ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

L'impression résiduelle importante en forme de fissures circulaires (figure 10, A) associée à la formation des fissures coniques (B) en subsurface implique de faibles propriétés plastiques de la céramique feldspathique (Vitablocs® Mark II). En revanche sur les RCIP, l'empreinte est moins marquée en surface (C) et la présence d'une zone de compression (D) en subsurface montre la dispersion d'énergie par déformation plastique. On ne remarque aucune ou peu de déformation pour les autres céramiques comme In-Ceram® Alumina, In-Ceram® YZ et IPS e.max® CAD.

Coldea A. et al. mènent une étude pour déterminer l'influence de l'ajustement par fraises de différentes granulosités sur la résistance des cinq matériaux. La dégradation de la résistance est plus importante pour le fraisage dans le sens transversal avec granulométrie gros grains pour tous les matériaux testés, à l'exception de In-ceram® YZ, qui est restée intacte. Les RCIP (Vita Enamic® et expérimental) ont montré une meilleure tolérance aux fraisages

2.1.6 Résistance à la fatigue

La plupart des fractures des restaurations se développent après plusieurs cycles de mastication, c'est la rupture par fatigue. Elle se réalise progressivement à partir d'une fissure (un défaut pré-existant ou par nucléation) qui se propage jusqu'à la rupture du matériau. Une valeur de charge inférieure à celle de la résistance à la flexion peut générer une fracture précoce des restaurations dentaires à cause des microfissures qui se développent lentement sur plusieurs cycles.¹⁰⁶

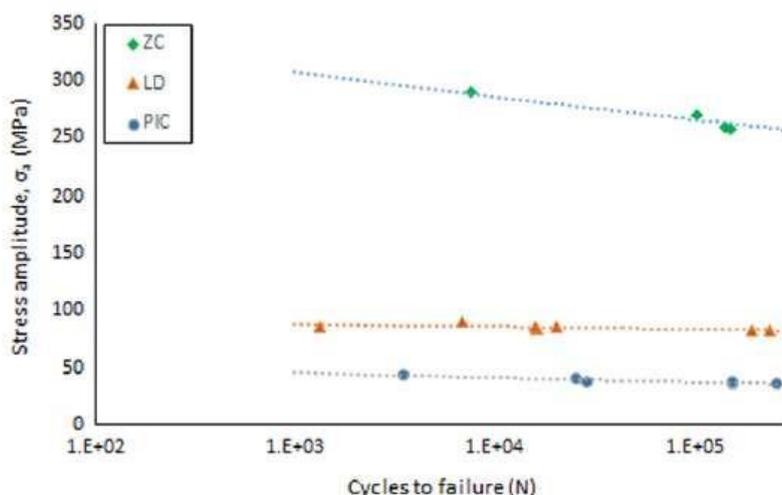
Homaie E et al.¹⁰⁷ ont évalué les comportements à la fatigue de Cercon® Zirconia, IPS e.max® CAD et Vita Enamic®. Les échantillons sont soumis à une charge sinusoïdale de fréquence déterminée jusqu'à la fracture. Le nombre de cycles à la rupture est mesuré à chaque niveau de contrainte. La limite de fatigue sur 10⁶ cycles pour chaque matériau est calculée depuis la courbe de fatigue (figure 11). La Cercon® Zirconia rapporte une valeur de résistance à la fatigue plus élevée (500.1MPa), suivie d'IPS e.max® CAD (168,4MPa) et Vita Enamic®

¹⁰⁶ Anusavice, Shen, et Rawls, Phillips' Science of Dental Materials.

¹⁰⁷ Homaie et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

(73.8MPa). Les auteurs concluent que la limite de fatigue des matériaux est de 45~55 % inférieure par rapport à leurs valeurs de résistance statique (flexion à trois points).

Figure 11 La courbe de fatigue S-N de trois matériaux : Zirconia Cercon® (ZC), IPS e.max® CAD (LD) et Vita Enamic® (PIC).



Source Homaei E. et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics », 2016.

Aboushelib M. et al.¹⁰⁸ mènent une étude similaire pour évaluer les comportements à la fatigue de différents matériaux dentaires incluant Vita Enamic®. Les couronnes d'incisives centrales maxillaires sont réalisées par IPS e.max® CAD, Empress® CAD, ZirCAD (avec couche cosmétique), Lava™ Ultimate et Vita Enamic®. Elles sont mises en charge pendant 3.7×10^6 cycles (ce qui correspond à sept ans en clinique) à l'aide d'un simulateur. Les résistances résiduelles (après simulation de fatigue) et initiales des matériaux sont mesurées (en Newton) par le test de flexion.

Tableau 10 Les résistances à la flexion initiale et finale et les types d'échec.

Material	Initial fracture strength	Residual strength	Percentage of reduction of strength	Type of failure under fatigue
IPS e.max	429.75 (23.73)	312.35 (43.54)	27.14	3 chipping 2 split
IPS Empress	312.40 (47.60)	208.35 (42.19)	32.26	8 split
Zirconia	832.90 (99.07)	557.15 (207)	34.03	6 chipping
Lava Ultimate	213.15 (16.71)	178.75 (20.18)	15.99	8 split
Enamic	215.00 (16.47)	179.90 (22.82)	15.75	7 split

Source Aboushelib M. et al., « Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue », 2016.

¹⁰⁸ Aboushelib et Elsafi, « Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue ».

Une meilleure résistance à la fatigue est observée chez Vita Enamic® (15.75 %) et Lava™ Ultimate (15.99%) par rapport aux IPS e.max® CAD, Empress® CAD et ZirCAD (tableau 10). Selon leur calcul, le nombre estimé de cycles à la fracture totale (splitting) est de l'ordre de 1.3×10^6 pour Lava Ultimate et Enamic et de l'ordre de 2.6×10^6 pour Empress. Seuls les chippings sont observés sur les couronnes en zircone. Enamic, Lava Ultimate et Empress rapportent un taux élevé de fracture totale sous l'influence de la fatigue par rapport aux disilicate de lithium et à la zircone.

2.1.7 Comportement à la rupture

La fracture brutale d'un matériau fragile comme la céramique se produit par la propagation d'une fissure à partir d'un défaut intrinsèque plus large (théorie du maillon le plus faible). La ténacité à la rupture (K_{Ic}) est une propriété intrinsèque et représente la résistance du matériau contre la propagation d'une fissure critique sous une charge appliquée.¹⁰⁹ L'une des problématiques majeures des céramiques dentaires est leur fragilité liée à la matrice vitreuse. Il est important d'évaluer cette propriété mécanique pour prédire la pertinence clinique du matériau.

Un échantillon pré-fissuré est soumis à une contrainte à mode d'ouverture à l'aide d'un dispositif de flexion à trois points. Cette évaluation est reconnue sous le nom de méthode sur échantillon à entaille en V sur une seule face (SEVNB), recommandé par ISO 6872 :2008. Ce test est jugé plus fiable et reproductible.¹¹⁰

Les valeurs de ténacité à la rupture de différents matériaux dentaires sont fournies par plusieurs auteurs. Elles sont de l'ordre de $0.8 \sim 1.0 \text{ MPam}^{1/2}$ pour les céramiques feldspathiques (VitaVM®9 et Vitablocs® Mark II) et pour le composite indirect à base de résine (Paradigm™).¹¹¹

¹⁰⁹ Cesar et al., « Relationship between fracture toughness and flexural strength in dental porcelains ».

¹¹⁰ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ».

¹¹¹ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation », 2013; Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

Le tableau 11 présente les valeurs de la ténacité de RCIP (expérimentaux et Vita Enamic®) issues de plusieurs études. Elles vont de 1 à 1.72MPam^{1/2}, à l'exception de l'étude de Nguyen J.-F. et al. qui rapporte une valeur plus élevée (2.7 MPam^{1/2}). Les auteurs soulignent la disparité des valeurs due aux différences de protocole.

Tableau 11 Ténacité à la rupture de Vita Enamic et les blocs RCIP expérimentaux.

Auteur(s)	Matériau testé	Densité en céramique (%/g/cm ³)	Méthode d'évaluation	Ténacité à la rupture (MPam ^{1/2})
Vita Zahnfabrik	Vita Enamic	75	Non détaillé	1.5
Della Bona A. et al., (2014) ¹¹²	Vita Enamic	75	SEVNB	1.09
Homaei E et al. (2016) ¹¹³	Vita Enamic	75	SEVNB 4 points	1.4
He LH et Swain M (2011) ¹¹⁴	RCIP expérimentaux	1.88	SENB	1.72
Coldea et al. (2013b) ¹¹⁵	RCIP expérimentaux	72	SEVNB	1
Nguyen et al. (2013) ¹¹⁶	RCIP expérimentaux	73.8	NTP test*	2.7

Source auteur.

Homaei E. et al.¹¹⁷ ont comparé la ténacité à la rupture de Vita Enamic® à celle de IPS e.max® CAD et de la zircone. La zircone rapporte une valeur (6.6MPam^{1/2}) significativement supérieure à l'IPS e.max® CAD (2.8MPam^{1/2}) et à Vita Enamic® (1.5MPam^{1/2}). Les valeurs de K_{IC} de Vita Enamic®, de la céramique feldspathique et du composite indirect à base résine sont de l'ordre de celle de l'émail (0.6~1.5MPam^{1/2}).

Effet de courbe R

Coldea A. et al.¹¹⁸ ont observé un effet courbe R plus prononcé chez les RCIP expérimentaux parmi les sept matériaux testés. L'effet de courbe R représente l'augmentation de la ténacité à la rupture avec la propagation de la fissure. C'est un comportement intéressant pour les céramiques dentaires qui sont particulièrement susceptibles à la propagation des fissures.

¹¹² Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ».

¹¹³ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

¹¹⁴ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

¹¹⁵ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ».

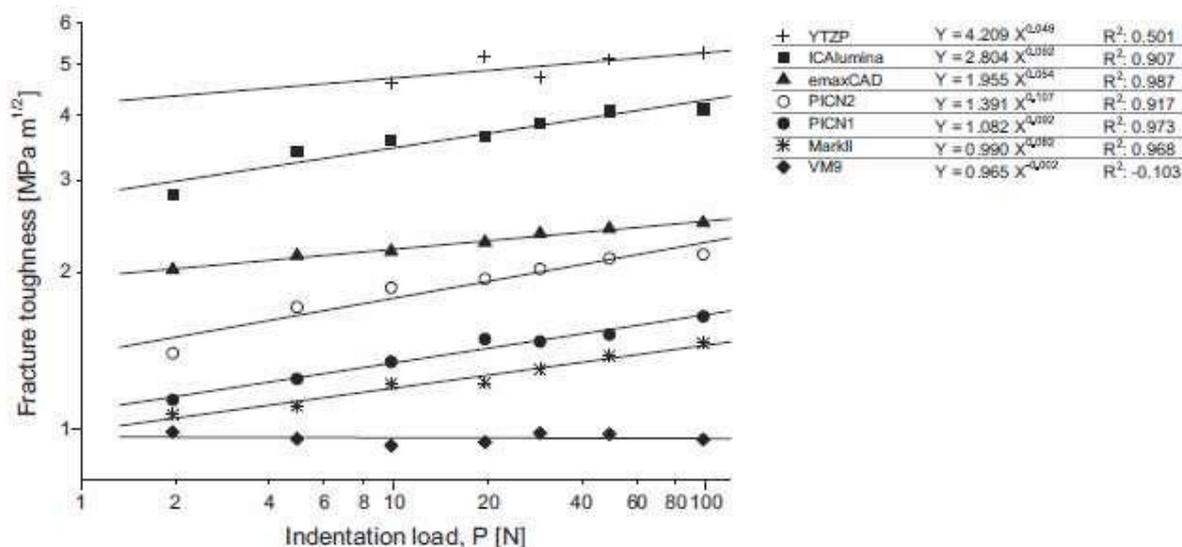
¹¹⁶ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

¹¹⁷ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

¹¹⁸ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ».

Cette propriété est attendue pour un matériau fragile puisqu'elle offre une marge de sécurité supplémentaire.¹¹⁹

Figure 12 La courbe R des matériaux testés dans l'étude de Coldea A. et al.



Source Coldea A. et al., « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation », 2013.

La ténacité à la rupture des matériaux est portée en fonction de la charge d'indentation appliquée (figure 12). Plus la pente est importante, plus l'effet de courbe R est prononcé. A l'exception de VitaVM[®]9, tous les matériaux examinés voient une augmentation de la ténacité à la rupture avec la charge. Un classement des matériaux exerçant l'effet de courbe R significatif est obtenu en comparant les pentes. Dans l'ordre décroissant : RCIP expérimental (72% en Vf), Vitablocs[®] Mark II, In-ceram[®] Alumina et IPS e.max[®] CAD. L'In-ceram[®] YZ reste intacte jusqu'à 9.81N impliquant le mécanisme de renforcement par transformation de phase.

Steier V.-F. et al.¹²⁰ montrent que le comportement de courbe R ainsi que la ténacité à la rupture du réseau céramique seul (matériau préforme à base d'alumine) est significativement inférieur par rapport au matériau RCIP (Al₂O₃ + TEGDMA/UDMA). Les auteurs concluent que

¹¹⁹ Fischer, Rentzsch, et Marx, « R-curve behavior of dental ceramic materials ».

¹²⁰ Steier, Koplín, et Kailer, « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics ».

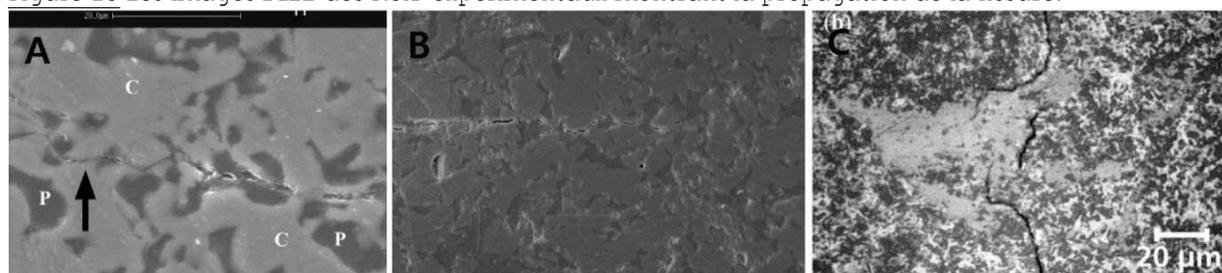
cela résulte d'une meilleure absorption d'énergie apportée lors de la propagation des fissures grâce aux hétérogénéités microstructurales.

L'amélioration de la ténacité à la rupture et de l'effet de courbe R des composites à phases infiltrées (incluant les RCIP) implique des mécanismes de renforcement comme la déviation de la fissure et le pointage. Ces derniers ont été décrits par plusieurs auteurs pour les matériaux CPI à base alumine infiltrée de métal. La résistance à la propagation de la fissure est considérée comme une propriété constante du matériau.¹²¹ Elle est indépendante de la répartition des fissures mais influencée par le mode de fabrication et par la microstructure. Plusieurs auteurs décrivent les mécanismes de renforcement des matériaux RCIP en analysant leur microstructure.

Mécanisme de renforcement

Plusieurs auteurs ont observé la déviation de la fissure dans les matériaux RCIP. C'est un mécanisme similaire à celui préalablement décrit par Wegner L. et Gibson L., Travitzky N. et Shylayen A. pour les matériaux CPI à base alumine infiltrée de métal.¹²² Ce comportement correspond à la réorientation du trajet de la fissure (dans une direction défavorable à la force de tension) permettant une meilleure dissipation de l'énergie.¹²³

Figure 13 Les images MEB des RCIP expérimentaux montrant la propagation de la fissure.



Source (A) He L.H et Swain M, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material », 2011 (B) Coldea A. et al., « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials », 2013 (C) Steier

¹²¹ Guazzato et al., « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics ».

¹²² Wegner et Gibson, « The Fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites »; Travitzky et Shylayen, « Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu–O composites fabricated by pressureless infiltration technique ».

¹²³ Guazzato et al., « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and Alumina Glass-Infiltrated Ceramics ».

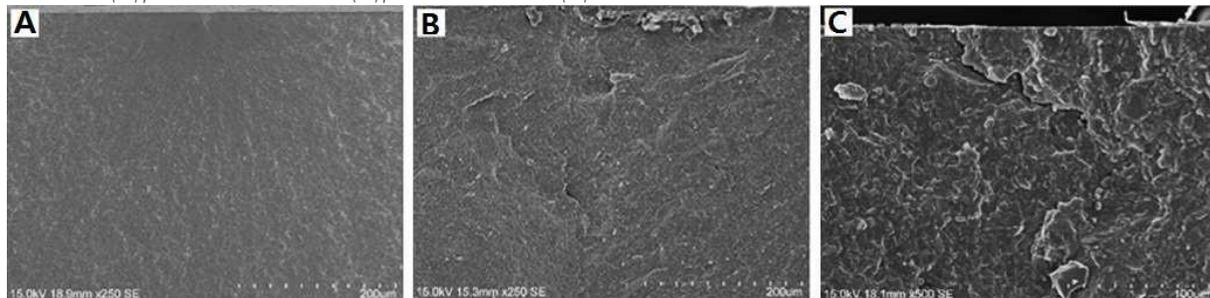
V.-F. et al., « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics », 2013.

Selon He L.-H. et Swain M¹²⁴, la propagation de la fissure se fait au sein de la phase polymère sauf au niveau des isthmes céramiques irréguliers où la fissure a pu pénétrer (A. flèche noire). Coldea A. et al.¹²⁵ observent que la fissure (induite par l'indenter de type Vickers) se propage à travers la phase céramique, et est déviée à l'interface polymère-céramique (B). Steier V.-F. et al.¹²⁶ ont observé que la fissure se propage principalement le long de l'interface et que sa déviation se fait dans les régions polymères (C).

La propagation de fissure au sein des matériaux RCIP est possible si, et seulement si, la contrainte autour de la pointe de la fissure est supérieure à l'adhésion entre les deux phases céramique et polymère, mais également à leurs résistances intrinsèques. L'interface céramique – polymère maîtrisée par l'agent de couplage semble donc jouer un rôle important sur la ténacité à la rupture du matériau.¹²⁷

L'observation des surfaces fracturées des échantillons permet également de mettre en évidence la déviation de la fissure dans les matériaux RCIP (figure 14). Plus le trajet de la fissure est dévié plus la surface fracturée est rugueuse (C). Une surface fracturée lisse implique une propagation de la fissure plus linéaire (A et B).

Figure 14 Les images MEB des surfaces fracturées par application d'une force statique : Cercon® Zirconia (A), IPS e.max® CAD (B), Vita Enamic® (C).



Source Homaei E. et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics », 2016.

¹²⁴ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

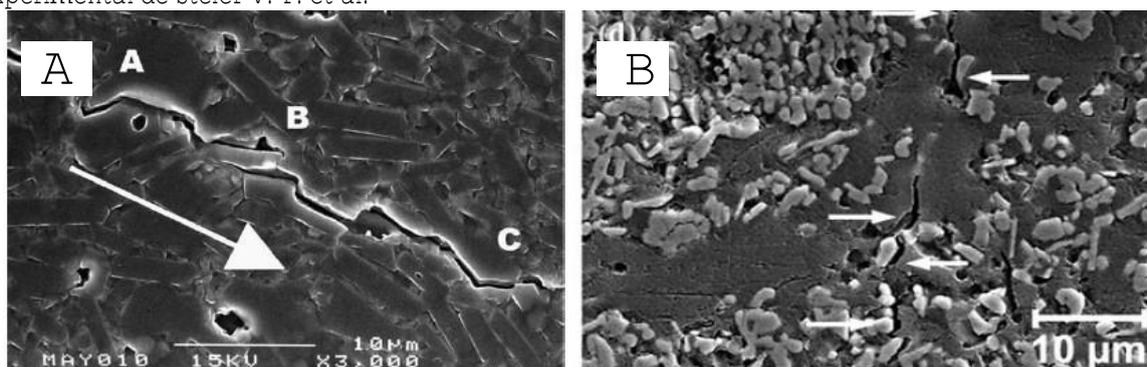
¹²⁵ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

¹²⁶ Steier, Koplín, et Kailer, « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics ».

¹²⁷ Ibid.

Le pontage des fissures est un autre mécanisme pour dissiper l'énergie de fissuration. En amont de la pointe de la fissure, la deuxième phase plus ductile (polymère) s'étire entre les bords de la fissure pour former un ligament. Cela permet d'empêcher l'ouverture de la fissure en réduisant la contrainte résiduelle.¹²⁸

Figure 15 Les images de MEB montrant le pontage des fissures dans l'In-ceram® Alumina et le RCIP expérimental de Steier V.-F. et al.



Source (A) Guazzato M. et al., « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics », 2004; (B) Steier V.-F. et al., « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics », 2013.

Le phénomène de pontage des fissures est observé dans les matériaux RCIP expérimentaux (matrice à base d'alumine infiltrée de résine) de Steier V.-F. et al. (figure 15, B). In-ceram® Alumina, un autre CPI dentaire présente aussi ce mécanisme (A).

2.2 Comportement tribologique des matériaux RCIP : l'usure

L'usure dentaire est un phénomène progressif et cumulatif caractérisé par la perte irréversible de l'anatomie initiale des surfaces dentaires. Elle résulte d'une interaction simultanée de plusieurs facteurs étiologiques comme l'abfraction, l'attrition, l'érosion et l'abrasion.¹²⁹ La perte irréversible des surfaces de contact occlusales modifie la dimension verticale de l'occlusion (DVO) qui peut induire des parafunctions. Selon Lamberechts et al.

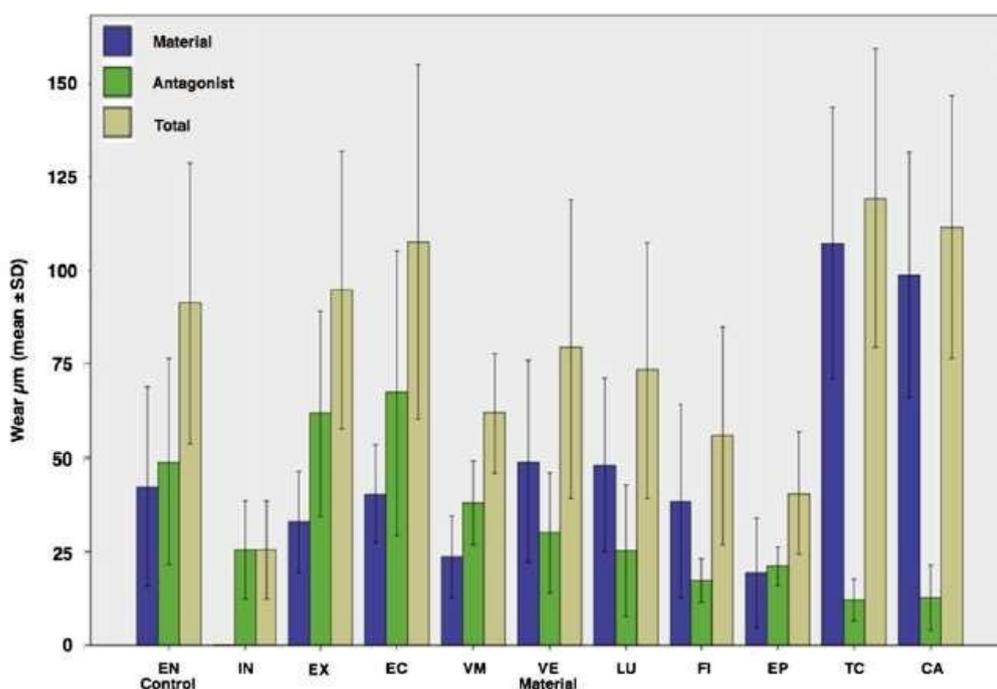
¹²⁸ Wegner et Gibson, « The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites ».

¹²⁹ Mehta et al., « Current concepts on the management of tooth wear: Part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear ».

(1989), les matériaux de restauration dentaire devraient avoir une résistance à l'usure similaire à celle de l'émail. La perte annuelle de la DVO estimée d'une molaire est de 20 à 38 μm .¹³⁰

Mörmann W. et al.¹³¹ ont déterminé les comportements à l'usure à deux corps des neuf matériaux usinables par la CFAO, d'un nano-composite à base de résine et de l'émail comme témoin. L'analyse quantitative de l'usure de l'antagoniste (émail) et des spécimens se fait par quantification de la perte verticale moyenne en superposant les images 3D avant et après les tests. La mastication est simulée à l'aide d'un simulateur et les mesures sont réalisées après 1.2×10^6 de cycles (représente cinq années cliniques) et 3000 thermo-cycles.

Figure 16 La perte verticale du matériau (bleu), de l'antagoniste (vert) et totale (beige) des matériaux testés. L'émail (EN), InCoris TZI (IN), IPS e.max®CAD (EX), Empress® (EX), Vita Mark II (VM), Enamic® (VE), Lava™ Ultimate (LU), Filtek™ XTE (FI), composite expérimental (EP), Telio™ CAD (TC) et CAD-Temp (CA).



Source Mörmann W. et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness », 2013.

¹³⁰ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials ».

¹³¹ Ibid.

Les résultats ne révèlent aucune différence significative de l'usure du matériau (m), de l'antagoniste (a) et de l'usure totale (t) entre le témoin (émail) et IPS e.max[®] CAD, Empress[®], Mark II, Vita Enamic[®], Lava[™] Ultimate et Filtek[™] Supreme XTE (figure 16).

Vita Enamic[®] ne diffère pas significativement de Mark II, IPS e.max[®] CAD et Empress[®] CAD au niveau de l'usure (a), (m) et (t). Les caractéristiques de l'usure de Vita Enamic[®] sont a priori similaires à Lava[™] Ultimate et à Filtek[™] Supreme XTE. Bien que la différence ne soit pas significative, Vita Enamic[®] a tendance à entraîner une usure plus faible de l'antagoniste par rapport aux céramiques (à l'exception de zircone).

Zhi L. et al.¹³² ont mené une étude similaire avec cinq matériaux (Vita Enamic[®], Lava[™] Ultimate, Paradigm[™] MZ100, matériau expérimental de Kerr à base de résine et Vitablocs[®] Mark II). La perte verticale moyenne du matériau est mesurée après 2×10^5 cycles (et 500 thermo-cycles) de mastication simulée contre à un antagoniste (émail). Vitablocs[®] Mark II rapporte une valeur plus faible et aucune différence significative n'est trouvée parmi les quatre autres matériaux.

Stawarczyk B. et al.¹³³ rapportent des données supplémentaires sur les comportements à l'usure à deux corps des six matériaux et deux matériaux expérimentaux usinables. Après 1.2×10^6 de cycles, Lava[™] Ultimate, Shofu[™] Block HC (Shofu), Cerasmart[™] montrent une usure du matériau plus importante par rapport aux Vita Enamic[®] et Empress[®] CAD. Vita Enamic[®], IPS e.max[®] CAD et Empress[®] entraînent plus d'usure de l'antagoniste que les résines composites. Les deux céramiques et Vita Enamic[®] entraînent une perte totale plus importante, ce qui implique une altération de la DVO plus importante.

Mormann W. et al. complètent leur étude en évaluant l'effet abrasif du brossage sur la rugosité et la brillance des spécimens préalablement polis. Après polissage, seul le matériau provisoire, CAD Temp rapporte une valeur de la hauteur moyenne de la rugosité (0.04um)

¹³² Zhi, Bortolotto, et Krejci, « Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials ».

¹³³ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

significativement supérieure à celle de l'émail (0.012 μ m). Lava™ Ultimate, Filtek™ XTE et Vita Enamic® présentent des rugosités significativement inférieures à celles des céramiques (IPS e.max® CAD, Empress® CAD et Mark II) mais supérieures à celles de CAD Temp. Après brossage, seuls les matériaux provisoires (Telio CAD et Temp CAD) et l'émail ont rapporté des valeurs de la rugosité (0.32 μ m, 0.36 μ m et 0.19 μ m) qui sont au-delà de la valeur de la rugosité critique pour la formation de la plaque dentaire (0.2 μ m). Les matériaux permanents, y compris Vita Enamic® (0.05 μ m après brossage), étaient en dessous de cette limite.

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. Avant brossage, les valeurs de la brillance de tous les matériaux inclus dans l'étude ainsi que l'émail sont comprises entre 50 et 57 GU (Gloss units) indiquant une bonne aptitude au polissage. Le brossage a diminué significativement la brillance de tous les matériaux (et de l'émail) à l'exception de zircon et IPS e.max® CAD. Une meilleure rétention est trouvée dans IPS e.max® CAD et Mark II. Vita Enamic® a perdu 27% de la brillance formant un groupe d'une rétention modérée avec Lava™ Ultimate (21%) et Filtek™ Supreme XTE (29%).

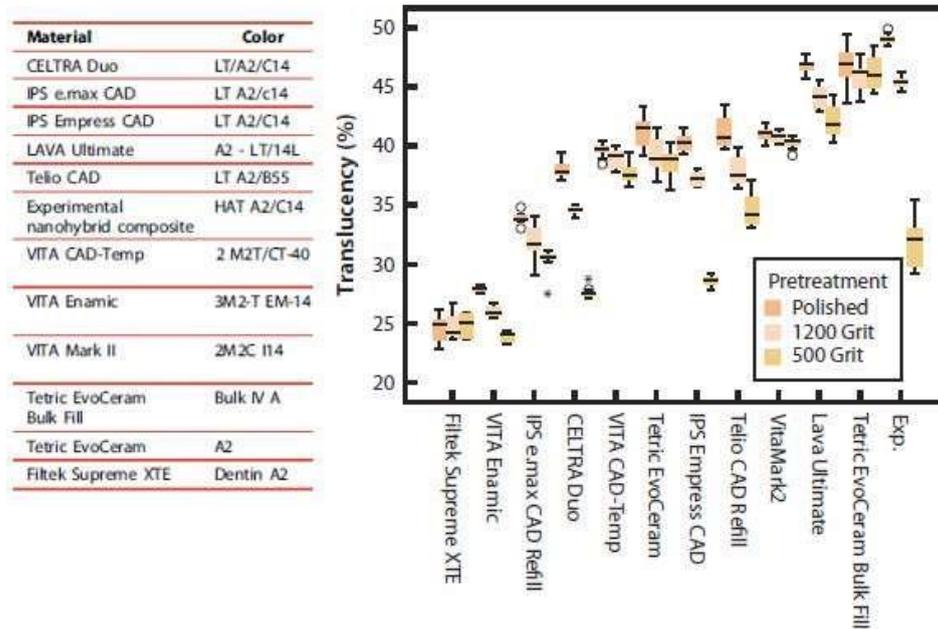
2.3 Propriétés optiques

2.3.1 Translucidité

La translucidité fait partie des facteurs clés à considérer (en plus de la teinte) lorsqu'un praticien souhaite reproduire les aspects optiques de la dent. Elle rend les restaurations plus naturelles. La translucidité est définie comme une propriété qui permet le passage de la lumière ainsi que sa dispersion. Il s'agit d'une propriété qui se situe entre l'opacité complète et la transparence complète.¹³⁴

¹³⁴ Turgut et al., « Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study ».

Figure 17 Les translucidités des différents matériaux dans l'étude de Awad D. et al.



Source Awad D. et al., « Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness », 2015.

Awad D. et al.¹³⁵ ont comparé les translucidités de plusieurs matériaux usinables et les résines composites directes en fonction de leurs épaisseurs et leurs rugosités de surface. A l'aide d'un spectrophotomètre, la transmission de la lumière (à travers des spécimens) par rapport à l'intensité de lumière de la source est mesurée. La quantité de lumière est mesurée sans, puis avec spécimen, pour obtenir le rapport T%, $L_{\text{specimen}}/L_{\text{source}}$. Une valeur de 100 T% correspond à la transparence complète. La teinte A3 est choisie comme la teinte de référence.

Lorsque les spécimens sont polis à 1 mm d'épaisseur, Vita Enamic® fait partie du groupe le moins translucide avec une valeur de 27.92%, significativement inférieure à celle de IPS e.max® CAD (33.86%). Lava™ Ultimate et Tetric EvoCeram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) sont les matériaux les plus translucides avec des valeurs, 46.72% et 46,94% respectivement. A 2 mm d'épaisseur, une diminution générale de la translucidité est observée dans tous les matériaux testés avec le même classement (figure 17).

¹³⁵ Awad et al., « Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness ».

Un rapport inversé est trouvé entre la rugosité de surface et la translucidité du matériau, à l'exception des matériaux à base de PMMA (Filtek Supreme™ XTE et Tetric EvoCeram™ BulkFill). Selon ces auteurs, l'épaisseur a une plus grande influence sur la valeur de T%, suivi par la nature du matériau et l'état de surface.

Les auteurs suggèrent que la valeur faible de translucidité de Vita Enamic® est probablement due à la relative haute teneur en alumine (20~23% en poids). De plus, la teinte A3 n'est pas une équivalence absolue de la teinte 3M2-T de la gamme de teinte de Vita 3D. En effet, la teinte 3M2-T paraît plus sombre que la teinte A3 chez Ivoclar.

Stawarczyk B. et al.¹³⁶ ont déterminé la translucidité de plusieurs matériaux de la même manière avec le teinte de référence, A2. Par contre, la teinte plus translucide (High Translucency, HT au lieu de T) et lumineuse, 2M2-HT est choisie pour Vita Enamic®. Le classement obtenu est similaire à celui obtenu par Awad et al. Lava™ Ultimate et Cerasmart™ sont les plus translucides, suivis par IPS e.max® CAD et Empress® CAD, et en dernier rang Vita Enamic® qui est le moins translucide.

2.3.1 Résistance à la coloration : stabilité de la teinte

Les restaurations dentaires sont constamment exposées aux risques de décolorations d'origine extrinsèque (liée au patient) ou intrinsèque (liée au matériau). En plus de la propriété optique initiale du matériau, la stabilité de la teinte ou la résistance à la coloration est donc un autre paramètre important pour les restaurations dentaires surtout en secteur antérieur.¹³⁷

La stabilité de la teinte est évaluée (in-vitro) en comparant la teinte initiale du matériau à la teinte finale après l'avoir placé dans une solution choisie pendant une période déterminée.

¹³⁶ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

¹³⁷ Turgut et al., « Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study ».

Afin de quantifier la différence entre deux teintes (ΔE), la teinte est numérisée en trois coordonnées triaxiales par l'espace CIE (Commission internationale de l'éclairage) L^*a^*b .¹³⁸

Stawarczyk B. et al.¹³⁹ ont comparé les stabilités de la teinte de trois matériaux à base de résine (Lava™ Ultimate, Cerasmart™ et Shofu™ block HC), deux vitrocéramiques (IPS e.max® CAD et Empress® CAD) et Vita Enamic®. Les spécimens sont divisés en quatre groupes puis conservés, pendant 14 jours, dans quatre différentes solutions, (dans l'ordre décroissant de pH) à base de cresson, de curry, du vin rouge et d'eau distillée.

Parmi les solutions testées, celle à base du vin rouge a généré plus de coloration pour tous les matériaux testés. La valeur de ΔE des deux vito-céramiques (e.max® CAD et Empress® CAD) est significativement inférieure (3.1 et 6.9) à celles des autres matériaux, Vita Enamic® (13.6) inclus. En particulier, indépendamment de la nature de la solution, e.max® CAD a rapporté une valeur inférieure à 3.3, la valeur au-delà de laquelle la différence est cliniquement observable.

Acar O. et al.¹⁴⁰ ont mené une étude similaire sur trois matériaux usinables par la CFAO (Enamic®, Lava™ Ultimate et e.max® CAD) et une résine composite directe (Filtek™ Supreme Ultra Universal). Les spécimens sont placés dans une solution à base de café et la ΔE est évaluée pour chaque matériau après 5000 thermo-cycles (40 secs par cycle). Dans cette étude, le seuil de perception est de 1.28 et le seuil cliniquement acceptable est de 2.24.

La différence de la teinte n'était pas percevable pour e.max® CAD. Le ΔE de Vita Enamic® était percevable mais cliniquement acceptable. Pour les matériaux à base de résine, elle était cliniquement non acceptable.

Alharbi A. et al.¹⁴¹ ont comparé les stabilités de la teinte de la céramique feldspathique (Vitablocs® Mark II), Vita Enamic®, deux matériaux à base de résine (Paradigm™ MZ100 et Lava™ Ultimate) et trois composites directs à base de résines (Filtek™ Supreme XTE, Venus

¹³⁸ Acar et al., « Color stainability of cad/cam and nanocomposite resin materials ».

¹³⁹ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative cad/cam composites ».

¹⁴⁰ Acar et al., « Color stainability of cad/cam and nanocomposite resin materials ».

¹⁴¹ Alharbi et al., « Stain susceptibility of composite and ceramic cad/cam blocks versus direct resin composites with different resinous matrices ».

Diamond et Filtek™ Silorane). Les spécimens sont placés dans trois différentes solutions, une à base de thé, une de vin rouge et une de café. La période d'essai est de 120 jours qui représente dix années cliniques selon les auteurs (tableau 12).

Tableau 12 Les différences des teintes moyennes des différents matériaux pour trois solutions. Vitablocs® Mark II (VM II), RCIP expérimental (VHC), Enamic® (VE), Paradigm™ MZ100 (MZ100), matériau expérimental de Kerr (K), Lava™ Ultimate (LU), Filtek™ Supreme XTE (F Sup), Venus Diamond® (VD) et Filtek™ Silorane (F Sil).

Material	Starting solution		
	Tea	Red wine	Coffee
	White background	White background	White background
VM II	5.8 (0.54) ^A	23.35 (2.02) ^E	2.2 (0.95) ^A
VHC	5.96 (0.56) ^A	17.49 (1.26) ^C	3.85 (2.1) ^B
VE	8.40 (0.47) ^B	14.27 (0.63) ^B	4.19 (1.06) ^B
MZ100	15.77 (1.25) ^D	18.56 (1.58) ^{C,D}	17.84 (0.78) ^D
K	10.07 (0.46) ^C	19.41 (0.81) ^D	9.26 (1.29) ^C
LU	7.8 (0.78) ^B	15.26 (0.59) ^B	9.28 (0.77) ^C
F Sup	25.47 (3.19) ^F	41.2 (1.99) ^G	37.17 (0.96) ^F
VD	17.75 (0.34) ^E	30.02 (0.62) ^F	25.19 (1.82) ^E
FSil	8.16 (0.71) ^B	11.8 (0.64) ^A	8.21 (1.59) ^C

Source Alharbi A. et al., « Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices », 2016.

La solution à base de vin rouge avait plus d'effet sur la teinte des matériaux par rapport à celles à base de thé et de café. A l'exception de Filtek™ Silorane (composée d'une matrice hydrophobe), les matériaux usinables étaient plus résistants à la coloration par rapport aux composites directs dans trois solutions colorantes. Les auteurs soulignent que cette amélioration est due au mode de fabrication et de polymérisation des matériaux. Par exemple, pour deux matériaux qui ont une composition identique, le ΔE de Lava™ Ultimate (15.26) est nettement inférieur à celui de Filtek™ Supreme XTE (41.2), dans la solution à base de vin rouge.

Vita Enamic® a une stabilité de la teinte similaire à celle de Lava™ Ultimate sauf dans pour le café, où sa stabilité est plus importante. Paradigm™ MZ100 est plus susceptible à la coloration que les deux derniers. Cependant, ce classement n'est pas exhaustif. Les auteurs notent que

tous les matériaux seraient décrétés cliniquement inacceptables esthétiquement au bout de 120 jours, indépendamment de solution utilisée (figure 18).

Figure 18 Représentation clinique de ΔE . Lorsque la valeur de $\Delta E=5.5$ est atteinte, plus de 50% des observateurs décident de changer la restauration.



Source Berteretche M. et al., « Esthétique en odontologie », 2014.

La résistance à la coloration du matériau est déterminée par l'hydrophobicité du monomère et les propriétés d'absorption d'eau. TEGDMA (hydrophile) est responsable d'une haute absorption d'eau impliquant une pénétration des colorants hydrophiles. UDMA (hydrophobe) est plus résistant à la coloration par rapport au Bis-GMA, grâce à sa faible viscosité et faible capacité d'absorption d'eau (solubilité). En effet, Paradigm™ MZ100 et Lava™ Ultimate contiennent du Bis-GMA contrairement au Vita Enamic® dont la matrice résineuse est composée uniquement d'UDMA et TEGMA. Cela explique la meilleure résistance à la coloration de Vita Enamic®.

2.3 Biocompatibilité

La biocompatibilité se définit comme la capacité d'un matériau à induire une réponse biologique spécifique dans une application donnée. Il ne s'agit pas d'une inertie du matériau puisque cette propriété résulte d'une interaction dynamique entre l'hôte, le matériau et la fonction spécifique attendue du matériau.¹⁴² Les essais in vitro font partie des essais primaires (essais de génotoxicité et de cytotoxicité) dans une chronologie des tests de biocompatibilité. Ils consistent à mettre le matériau en contact avec les cellules vivantes afin d'évaluer leur effet sur les mutations géniques et sur la viabilité cellulaire.

¹⁴² Wataha, « Principles of biocompatibility for dental practitioners ».

Tassin M. et al.¹⁴³ ont évalué les biocompatibilités de Vita Enamic®, deux matériaux RCIP expérimentaux (de Nguyen, Mark II infiltré de 100% de UDMA, sans et avec initiateur) et de Paradigm® MZ100. Les échantillons d'essais liquides sont préparés à partir des matériaux broyés. Ils sont ensuite mis en contact pendant sept jours avec les cellules souches extraites de la pulpe dentaire (DPSC) et de la gencive (GSC).

Les résultats montrent que la prolifération cellulaire, la structure de la matrice extra cellulaire et la réponse inflammatoire ne sont pas altérées par les biomatériaux. La seule différence significative est la cytotoxicité supérieure trouvée dans Paradigm™ 3M par rapport aux matériaux RCIP. En effet, on observe plus d'apoptose (27%) pour les cellules au contact avec Paradigm™ 3M comparé aux Enamic® (6.6%) et RCIP expérimentaux. Cela s'explique par le relargage des monomères du fait du relativement faible degré de conversion lié à une polymérisation incomplète.

Grenada C. et al. ¹⁴⁴ ont évalué les biocompatibilités in vitro de Vita Enamic® avec des fibroblastes gingivaux humains (HGFs) en les comparant à celles de IPS e.max® CAD, de la zircone stabilisée à l'yttrium (Y-ZTP) et du titane. Après 72h d'incubation, la viabilité cellulaire de Vita Enamic® (78.01% de cellules vivantes) était similaire à celle de IPS e.max® (75.4%). Le titane (93.4%) et Y-ZTP (90.5%) ont montré des viabilités significativement supérieures comparées aux deux autres. Le même classement est obtenu pour la prolifération cellulaire, avec la Y-ZTP qui rapporte la valeur la plus élevée en nombre de cellules (10624 à 72h) similaire à celle du titane (9705) suivie de Vita Enamic® et e.max® CAD (5356 et 6795).

Les auteurs concluent que le titane et la Y-ZTP restent les matériaux gold standard pour les piliers implantaires et prothèses sur implants. Vita Enamic®, malgré la présence de polymères, présente une biocompatibilité envers HGFs comparable à celle de e.max® CAD.

¹⁴³ Tassin et al., « Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells ».

¹⁴⁴ Grenade et al., « biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (hgfs) ».

2.4 Comportement d'adhésion

Le comportement d'adhésion aux tissus dentaires ou aux matériaux de reconstruction est particulièrement important dans les restaurations indirectes puisqu'elles présentent plus d'interfaces comparées aux restaurations directes. Le choix approprié de traitement de surface (l'intrados et tissus dentaire) est critique pour la qualité et la pérennité du joint adhésif. Le test de la résistance à la traction du joint adhésif (μ TBS) est préféré au test de la résistance au cisaillement puisque ce dernier entraîne plus de fractures cohésives (qui sont des situations rares en clinique).¹⁴⁵

Elsaka S.¹⁴⁶ a évalué les effets de différents traitements de surface sur la μ TBS de Lava™ Ultimate et Vita Enamic® avec un ciment auto-adhésif à base de résine à prise duale (Bifix™ SE, BF). Les spécimens sont collés à la résine composite directe (Filtek™ Z250 Universal Restorative) au lieu de coller sur des tissus dentaires. Cela renforce l'adhésion entre le substrat et le matériau de l'assemblage permettant de se focaliser au niveau de l'interface matériau – ciment.

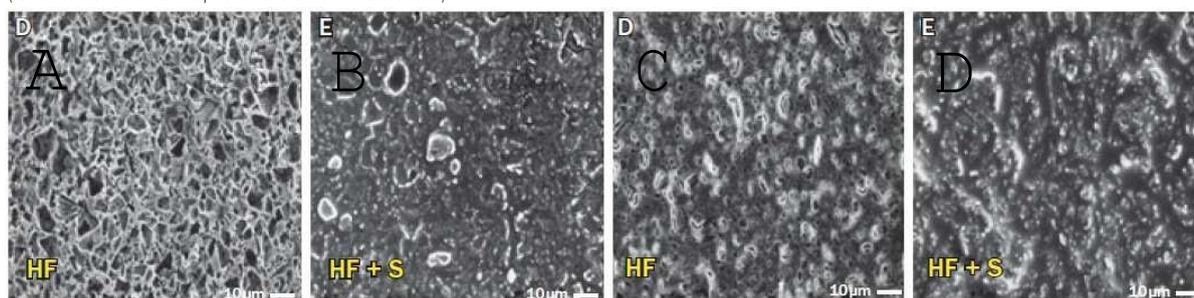
Pour Vita Enamic®, le mordantage (pendant 1 min suivie de 1 min de rinçage) à l'acide fluorhydrique de 9% (HF) et l'application de silane (S) rapporte une meilleure valeur de la μ TBS par rapport aux autres traitements de surfaces (l'air-abrasion à l'alumine de 110 μ m avec ou sans application de silane et l'application de l'acide fluorhydrique). Le traitement HF+S a entraîné majoritairement les fractures mixtes (le substrat et le ciment détectés sur la surface du matériau) et quelques fractures cohésives (les ciments détectés sur les deux surfaces).

Indépendamment du type de traitement, la μ TBS du système Vita Enamic®/BF est significativement supérieure à celle du système Lava™ Ultimate/BF. Les traitements de surfaces ont rendu les surfaces de Vita Enamic® plus rugueuses que celles de Lava™ Ultimate. Le premier est également moins sensible à l'hydrolyse et plus stable dans le temps.

¹⁴⁵ El Zohairy et al., « Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks ».

¹⁴⁶ Elsaka, « Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement ».

Figure 19 Les images de MEB de Vita Enamic® (A, B) et Lava™ Ultimate (C, D) après différents traitements de surface. HF : application de l'acide fluorhydrique à 9%. S : application du silane (Ultradent silane, Ultradent Products)



Source Elsaka S., « Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments », 2014.

L'état de surface de Vita Enamic® est modifié par HF, avec formation de nombreuses lacunes et micropores irréguliers. La figure 19 (A) montre la structure en nid d'abeille avec dissolution partielle des phases céramiques et polymères. Lava™ Ultimate (C) révèle une certaine résistance au mordantage avec formation de fosses et de micropores sans dissolution extensive de phase vitreuse. La silanisation rend les surfaces plus lisses pour les deux matériaux (B, D).

Les auteurs concluent que le meilleur comportement d'adhésion de Vita Enamic® par rapport à Lava™ Ultimate est dû surtout à la haute teneur en céramique, mais aussi à la différence de microstructure et de composition. Cette étude ne permet pas de conclure sur le comportement d'adhésion de Vita Enamic® car il est comparé avec un seul matériau de l'assemblage.

2.5 Performance Clinique

A ce jour, une seule étude rétrospective est menée sur Vita Enamic®. Chirumamilla G. et al.¹⁴⁷ ont réalisé 45 couronnes unitaires (dont 35 sur les molaires et 10 sur les prémolaires) en Vita Enamic® chez 35 patients. Précédemment au collage, les intrados sont préparés par sablage avec des particules d'oxyde d'alumine, puis Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) est appliqué.

¹⁴⁷ Chirumamilla, Goldstein, et Lawson, « A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting ».

Le taux de survie des restaurations est évalué selon les critères CDA (California Dental Association) modifiés : l'intégrité marginale, la forme anatomique, la teinte, l'état de surface, l'usure de l'antagoniste et l'inflammation gingivale.

Après deux ans, 36 couronnes sont retenues dans l'étude. Le taux de survie estimé est de 96.8% pour celles collées avec les résines auto-adhésives (Breeze™ et G-CEM™ Link) et de 92.9% avec le ciment de scellement verre ionomère modifié à la résine (CVIMAR, FujiCEM). La différence entre les deux n'est pas significative. Une seule couronne sur 14 couronnes collées avec le CVIMAR s'est décollée après 2 ans avec une reprise carieuse.

Le protocole de collage le mieux adapté (cf. 2.4) pour Vita Enamic® (et recommandé également par le fabricant) n'est pas employé dans cet étude. Malgré les taux de survie relativement élevés, ces résultats donnent uniquement une indication et ne permet pas d'en déduire la pertinence clinique de Vita Enamic®. Une étude similaire rapporte un taux de survie de 96.1% à 9 ans pour IPS e.max® CAD, utilisant les mêmes critères.¹⁴⁸

3 : Discussion

3.1 A La recherche du matériau idéal

Il n'existe pas un matériau idéal qui satisfait tous les critères du cahier des charges d'aujourd'hui. Un matériau idéal serait celui qui reproduit synthétiquement la microstructure et les performances mécaniques des tissus dentaires à remplacer.¹⁴⁹ Certains auteurs se sont donc intéressés aux relations entre la structure et la fonction, de l'émail et de la dentine.

L'émail est un matériau dur, composé à 96% de phase minérale. Le diamètre de prisme (de 5 μm) augmente progressivement depuis le centre vers les surfaces. La dentine est composée de trois phases différentes. La matrice de collagène enrichie de minéraux est occupée par les prolongements odontoblastiques (les tubulis dentinaires). La densité des tubuli (la porosité) varie en fonction de l'âge et le long de l'épaisseur dentinaire. L'architecture alignée des deux tissus dentaires est à l'origine de leurs caractères anisotropiques. Cette particularité structurale est impliquée dans l'esthétique, la propagation de la lumière mais aussi les propriétés mécaniques des tissus dentaires.¹⁵⁰ A ce jour, aucun matériau dentaire de restauration ne reproduit cette hétérogénéité microstructurale.

¹⁴⁸ Valenti et Valenti, « Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation ».

¹⁴⁹ Magne, « Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? »

3.2 RCIP

En s'inspirant de l'In-ceram® (le premier CPI dentaire), Vita Enamic® est introduit sur le marché des matériaux dentaires en 2013. L'idée principale est de réunir les deux matériaux les fréquemment utilisés (la céramique et le composite à base de résine), en d'en garder leurs avantages mutuels. Il constitue une nouvelle classe de matériau hybride, caractérisée par la microstructure (deux phases continues réticulées) et par le mode de fabrication (polymérisation sous HT/HP).

Tableau 13 Classement des matériaux selon leurs propriétés de laboratoire. Céramique feldspathique (F), composites directs à base de résines (CDR) et indirects (CIR), réseau céramique infiltré de polymère (RCIP), vitrocéramique en disilicate de lithium (DL) et la zircone (Z)

Propriétés physiques	Classement des matériaux selon les valeurs des propriétés physiques.
Résistance à la flexion (MPa)	F (100~120), CDR et CIR (130 ~140), RCIP (150), DL (300), Z (900)
Le module d'élasticité (GPa)	CDR et CIR (14 ~26), RCIP (30), F (60), DL (80), Z (146)
La dureté (GPa)	CDR (0.3 ~0.7), CIR (1), RCIP (1 ~1.5), F (4 ~5), DL (6 ~7), Z (16)
La ténacité à la rupture (MPam ^{1/2})	F (0.8 ~1), CDR et CIR (1.1 ~1.5), RCIP (1.5 ~2.5), DL (3), Z (7)

Source auteur.

La particularité du RCIP est sa microstructure qui s'approche plus de celle de la dentine comparée aux autres matériaux. Le module d'élasticité des RCIP est de l'ordre de 30GPa, similaire à celui de la dentine. Les propriétés physiques et mécaniques des RCIP s'intercalent entre celles des céramiques et celles des composites à base de résine (tableau 13). Les duretés des RCIP sont inférieures à celles des céramiques, mais leur comportement d'usure

¹⁵⁰ Petrini, Ferrante, et Su, « Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration ».

est comparable aux céramiques et à l'émail. La ténacité à la rupture du RCIP plus élevée montre qu'il est moins fragile par rapport à la céramique feldspathique. Grâce à cette amélioration, il est capable d'être fraisé à une épaisseur très faible (0.2 ~0.5mm, Vita Zahnfabrik).

Au niveau esthétique, Enamic® ne fait pas partie des matériaux les plus translucides. La résistance à la coloration du RCIP est meilleure comparée aux matériaux de restauration directe, mais est inférieure à celles des céramiques en disilicate de lithium. Son aptitude au polissage est similaire aux céramiques, mais l'état de surface est plus susceptible à l'abrasion (brossage). Sa biocompatibilité in vitro est bonne ainsi que son comportement d'adhésion.

3.3 Corrélation entre les performances de laboratoire et clinique

Les résultats issus des études in vitro ne sont pas corrélés aux performances cliniques, à moins que la simulation in-vitro parfaite d'une mastication soit possible. Ces résultats (ou les classements) n'ont pas de notion de temps, on ne sait pas pour combien de temps ils sont valables (à court terme ou à long terme ?) ¹⁵¹ Parfois la corrélation est simplement hypothétique (un matériau dur userait plus la dent antagoniste qu'un matériau moins dur). Dans la revue systématique de Fron H. et al.¹⁵², les auteurs avaient très peu de preuve (deux études randomisées) pour montrer la meilleure efficacité clinique de la céramique par rapport aux composites pour les restaurations partielles collées, à court terme.

L'interprétation des informations fournies par les fabricants paraît importante également. Une certaine disparité existe entre les discours promotionnels et les résultats rapportés par les études. Néanmoins, les études in-vitro sont la première étape dans les démarches de la validation d'un matériau dentaire.

¹⁵¹ Rekow et al., « What constitutes an ideal dental restorative material? »

¹⁵² Fron Chabouis, Smail Faugeron, et Attal, « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays ».

3.4 Possibles indications du matériau du type RCIP

En secteur postérieur, les RCIP ne semblent pas être assez résistants pour remplacer des pertes importantes des tissus dentaires. Il existe des matériaux plus performants mécaniquement avec une meilleure propriété optique.

Le RCIP n'est pas le meilleur candidat non plus dans les secteurs antérieurs. La translucidité est bonne mais il existe des matériaux plus translucides avec de meilleures résistances mécaniques que des céramiques. La détérioration de la teinte dans les secteurs antérieurs étant l'un des motifs le plus fréquent, la stabilité de la couleur est un facteur important à considérer. Vita Enamic® n'est pas le celui le plus résistant à la coloration.

Néanmoins, il présente des avantages :

- fabrication en une étape, ne nécessitant pas un deuxième temps de cuisson comme chez IPS e.max® CAD ;
- meilleure dissipation des contraintes grâce à son module d'élasticité similaire à celui de la dentine ;
- répartition plus homogène des défauts intrinsèques grâce au procédé sous HT/HP.
- bonne aptitude au polissage, et l'usure comparable à celle de l'émail ;
- bonne capacité d'adhésion et une réparation aisée grâce à la microstructure : le traitement de surface recommandé est l'application de l'acide fluorhydrique de 9% suivi de l'application du silane ;
- biocompatibilité améliorée par la composition moins riche en monomères hydrosolubles ;
- usinage amélioré et moindre usure des fraises.

Quelques indications peuvent être imaginées en se basant sur leur performance laboratoire.

- restaurations partielles collées de moyen à long terme : les inlays et onlays ;
- matériau provisoire ou permanent en cas d'augmentation de la DVO, sauf en cas de parafonction comme le bruxisme ;

- matériau provisoire de court à moyen terme : restaurations d'une dent permanente non vivante en présence d'une lésion apicale. Restaurations provisoires pendant ou avant les traitements orthodontiques et parodontaux ;
- matériaux de temporisation de moyen/long terme chez les adolescents : Traitement des dents permanentes cuspidées atteintes de MIH. Bridge collé antérieur provisoire en extension.

Contre-indications :

- restaurations antérieures, couronne unitaire ou bridge ;
- bridge ou couronne unitaire en secteur postérieur.

3.5 Fabrication additive

L'évolution en dentisterie demande un degré de précision toujours plus élevé. Van Noort R.¹⁵³ souligne que la fabrication par addition est idéalement plus adaptée en dentisterie que celle par la soustraction (par fraisage). Petrini M. et al.¹⁵⁴ ont fabriqué un réseau céramique avec un gradient de porosité par le procédé de moulage par congélation. Le développement des procédés de fabrication pourrait offrir un moyen de reproduire au plus près la complexité de la microstructure des tissus dentaires.

¹⁵³ van Noort, « The future of dental devices is digital ».

¹⁵⁴ Petrini, Ferrante, et Su, « Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration ».

Conclusion

La CFAO a été introduite en dentisterie pour diminuer les facteurs liés aux erreurs humaines. Elle apporte une plus grande prédictibilité pour un résultat plus constant. Des matériaux plus performants sont développés grâce à de nouveaux procédés de fabrication standardisés. Néanmoins, une revue systématique (de Conrad J. et al. ¹⁵⁵) montre qu'il n'y pas une céramique (ou un système) universelle applicable dans toutes les situations cliniques. La capacité du praticien à choisir le matériau le plus adapté à la situation clinique est donc primordiale.

Parmi les nombreux matériaux de restauration, le nouveau matériau RCIP est caractérisé par sa microstructure avec des propriétés physiques et mécaniques similaires à la dentine. Ses performances in vitro sont comprises entre celles des composites et celles des céramiques. L'indication clinique (anticipée) est limitée aux restaurations de petite étendue (Classe I et II de Black) et aux restaurations provisoires. Ce ne sont, pour l'instant, que des résultats in vitro peu corrélés aux performances cliniques. Le développement des blocs RCIP avec un gradient d'infiltration mimant les propriétés mécaniques de la dentine et de l'émail pourraient étendre leurs indications.

Le choix des matériaux doit idéalement se baser sur des méta-analyses incluant un grand nombre d'essais cliniques randomisés. En 2004, il n'existait que cinq méta-analyses concernant les matériaux dentaires de restauration. Aujourd'hui, notre choix de matériau dépend plus des performances in-vitro et de reculs cliniques personnels que d'études de haut niveau de preuves.¹⁵⁶ La dentisterie fondée sur des preuves scientifiques (Evidence based dentistry) permet d'accroître l'efficacité et la sécurité de notre pratique. Cependant, aujourd'hui, cette approche est encore difficilement réalisable.

¹⁵⁵ Conrad, Seong, et Pesun, « Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review ».

¹⁵⁶ Bayne, « Dental restorations for oral rehabilitation - testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making ».

Bibliographie

- Aboushelib M. et M. Elsafi. « Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue ». *Dental materials* 32, n° 4 (2016): 529-34.
doi:10.1016/j.dental.2015.12.001.
- Acar O., B. Yilmaz, S. Altintas, I. Chandrasekaran, et W. Johnston. « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 1 (2016): 71-75. doi:10.1016/j.prosdent.2015.06.014.
- Albero A., A. Pascual, I. Camps, et M. Grau-Benitez. « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ». *Journal of clinical and experimental dentistry* 7, n° 4 (2015): e495-500. doi:10.4317/jced.52521.
- Alharbi A., S. Ardu, T. Bortolotto, et I. Krejci. « Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices ». *Odontology*, 2016. doi:10.1007/s10266-016-0258-1.
- Anusavice K., C. Shen, et H. Ralph Rawls. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2003.
- Argyrou R., G. Thompson, S.-H. Cho, et D. Berzins. « Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 116, n° 3 (2016): 397-403.
doi:10.1016/j.prosdent.2016.02.014.
- Ausiello P., S. Rengo, C. Davidson, et D. Watts. « Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: a 3D-FEA study ». *Dental materials* 20, n° 9 (2004): 862-72. doi:10.1016/j.dental.2004.05.001.
- Awad D., B. Stawarczyk, A. Liebermann, et N. Ilie. « Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 6 (2015): 534-40.
doi:10.1016/j.prosdent.2014.12.003.
- Awada A., et D. Nathanson. « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 114, n° 4 (2015): 587-93.
doi:10.1016/j.prosdent.2015.04.016.

- Barszczewska-Rybarek I. « Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA ». *Dental Materials* 25, n° 9 (2009): 1082-89. doi:10.1016/j.dental.2009.01.106.
- Bayne S. « Dental restorations for oral rehabilitation - testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making ». *Journal of oral rehabilitation* 34, n° 12 (2007): 921-32. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01812.x.
- Béhin P., G. Stoclet, N. Ruse, et M. Sadoun. « Dynamic mechanical analysis of high pressure polymerized urethane dimethacrylate ». *Dental materials* 30, n° 7 (2014): 728-34. doi:10.1016/j.dental.2014.04.002.
- Cesar P.-F., H. Yoshimura, W. Miranda, C. Miyazaki, L. Muta, et L. Rodrigues Filho. « Relationship between fracture toughness and flexural strength in dental porcelains ». *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 78, n° 2 (2006): 265-73. doi:10.1002/jbm.b.30482.
- Chirumamilla G., C. Goldstein, et N. Lawson. « A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 28, n° 4 (2016): 231-37. doi:10.1111/jerd.12206.
- Coldea A., J. Fischer, M. Swain, et N. Thiel. « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ». *Dental Materials* 31, n° 6 (2015): 684-94. doi:10.1016/j.dental.2015.03.007.
- Coldea A., M. Swain, et N. Thiel. « Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 34 (2014): 124-33. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.02.002.
- . « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 26 (2013): 34-42. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.05.004.
- . « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ». *Dental materials* 29, n° 4 (2013): 419-26. doi:10.1016/j.dental.2013.01.002.
- Conrad H., W.-J. Seong, et I. Pesun. « Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review ». *The journal of prosthetic dentistry* 98, n° 5 (2007): 389-404. doi:10.1016/S0022-3913(07)60124-3.

- Della Bona A., P. Corazza, et Y. Zhang. « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ». *Dental materials* 30, n° 5 (2014): 564-69.
doi:10.1016/j.dental.2014.02.019.
- Denry I. et J. Kelly. « Emerging ceramic-based materials for dentistry ». *Journal of dental research* 93, n° 12 (2014): 1235-42. doi:10.1177/0022034514553627.
- Dirxen C., U. Blunck, et S. Preissner. « Clinical performance of a new biomimetic double network material ». *The open dentistry journal* 7 (2013): 118-22.
doi:10.2174/1874210620130904003.
- Duret F., B. Duret, et B. Pelissier. « Le temps des pionniers ». *L'information dentaire* 89, n° 29 (2007): 1659-62.
- El Zohairy A., A. De Gee, M. Mohsen, et A. Feilzer. « Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks ». *Dental materials* 19, n° 7 (2003): 575-83.
- Elsaka S. « Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments ». *The journal of adhesive dentistry* 16, n° 6 (2014): 531-40. doi:10.3290/j.jad.a33198.
- Ferracane J. « developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization ». *Dental materials* 21, n° 1 (2005): 36-42.
doi:10.1016/j.dental.2004.10.004.
- Fischer H., W. Rentzsch, et R. Marx. « R-curve behavior of dental ceramic materials ». *Journal of dental research* 81, n° 8 (2002): 547-51.
doi:10.1177/154405910208100809.
- Fron Chabouis H., V. Smail Faugeron, et J.-P. Attal. « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays : a systematic review ». *Dental materials* 29, n° 12 (2013): 1209-18. doi:10.1016/j.dental.2013.09.009.
- GC. europe. « Are you sure it's not ceramics ? », 2015.
http://www.gceurope.com/pid/179/leaflet/en_Leaflet.pdf.
- Giordano R. Method for fabricating ceramic network material. US6159417 A, filed 30 novembre 1998, et issued 2000. Patents/US6159417.
- Grenade C., M.-C. De Pauw-Gillet, P. Gailly, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (picn) materials with human gingival

- fibroblasts (hgfs) ». *Dental materials* 32, n° 9 (2016): 1152-64.
doi:10.1016/j.dental.2016.06.020.
- Guazzato M., M. Albakry, S. Ringer, et M. Swain. « Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics ». *Dental materials* 20, n° 5 (2004): 441-48.
doi:10.1016/j.dental.2003.05.003.
- Harris J., et P. Marquis. « Comparison of the deformation and failure characteristics of morphologically distinct metal-glass interpenetrating phase composites ». *Journal of materials science* 37, n° 13 (2002): 2801-10. doi:10.1023/A:1015841721720.
- He L.-H., et M. Swain. « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ». *Dental materials* 27, n° 6 (2011): 527-34. doi:10.1016/j.dental.2011.02.002.
- Heintze S., D. Monreal, et V. Rousson. « Fatigue resistance of denture teeth ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 53 (2016): 373-83.
doi:10.1016/j.jmbbm.2015.08.034.
- Homaei E., K. Farhangdoost, J. Tsoi, J. Matinlinna, et E. Pow. « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59 (2016): 304-13. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.01.023.
- Kelly J., P. Rungruanganunt, B. Hunter, et F. Vailati. « Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns ». *The Journal of prosthetic dentistry* 104, n° 4 (2010): 228-38. doi:10.1016/S0022-3913(10)60129-1.
- Krifka S., G. Spagnuolo, G. Schmalz, et H. Schweikl. « A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers ». *Biomaterials* 34, n° 19 (2013): 4555-63. doi:10.1016/j.biomaterials.2013.03.019.
- Lauvahutanon S., H. Takahashi, M. Shiozawa, N. Iwasaki, Y. Asakawa, M. Oki, W. Finger, et M. Arksornnukit. « Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM ». *Dental materials journal* 33, n° 5 (2014): 705-10.
- Lebon N., L. Tapie, E. Vennat, et B. Mawussi. « Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling ». *The journal of prosthetic dentistry* 114, n° 2 (2015): 236-247.
- Leung B., J. Tsoi, J. Matinlinna, et E. Pow. « Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic ». *The*

- journal of prosthetic dentistry* 114, n° 3 (2015): 440-46.
doi:10.1016/j.prosdent.2015.02.024.
- Li R., T. Chow, et J. Matinlinna. « Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art ». *Journal of prosthodontic research* 58, n° 4 (2014): 208-16.
doi:10.1016/j.jpor.2014.07.003.
- Magne P. « Composite Resins and bonded porcelain: the postamalgam era ? » *Journal of the California dental association* 34, n° 2 (2006): 135-47.
- Mainjot A., N. Dupont, J. Oudkerk, T. Dewael, et M. Sadoun. « From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites ». *Journal of dental research* 95, n° 5 (2016): 487-95. doi:10.1177/0022034516634286.
- Mehta S., S. Banerji, B. Millar, et J. Suarez-Feito. « Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear ». *British dental journal* 212, n° 1 (2012): 17-27. doi:10.1038/sj.bdj.2011.1099.
- Miyazaki T., Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, et Y. Tamaki. « A review of dental cad/cam: current status and future perspectives from 20 years of experience ». *Dental materials journal* 28, n° 1 (2009): 44-56.
- Mörmann W., B. Stawarczyk, A. Ender, B. Sener, T. Attin, et A. Mehl. « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 20 (2013): 113-25. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.01.003.
- Nguyen J. F., D. Ruse, A. Phan, et M. Sadoun. « High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks ». *Journal of dental research* 93, n° 1 (2014): 62-67. doi:10.1177/0022034513511972.
- Nguyen J.-F., V. Migonney, N. Ruse, et M. Sadoun. « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ». *Dental materials* 29, n° 5 (2013): 535-41.
doi:10.1016/j.dental.2013.02.006.
- . « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ». *Dental materials* 28, n° 5 (2012): 529-34. doi:10.1016/j.dental.2011.12.003.

- Oh W.-S., R. Delong, et K. Anusavice. « Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review ». *The journal of prosthetic dentistry* 87, n° 4 (2002): 451-59.
- Petrini M., M. Ferrante, et B. Su. « Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration ». *Dental materials* 29, n° 4 (2013): 375-81. doi:10.1016/j.dental.2012.12.004.
- Phan A., P. Béhin, G. Stoclet, N. Ruse, J.-F. Nguyen, et M. Sadoun. « Optimum pressure for the high-pressure polymerization of urethane dimethacrylate ». *Dental materials* 31, n° 4 (2015): 406-12. doi:10.1016/j.dental.2015.01.010.
- Phan A., M.-L. Tang, J.-F. Nguyen, N. Ruse, et M. Sadoun. « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release ». *Dental materials* 30, n° 3 (2014): 350-56. doi:10.1016/j.dental.2013.12.009.
- Qin Q.-H., et M. Swain. « A micro-mechanics model of dentin mechanical properties ». *Biomaterials* 25, n° 20 (2004): 5081-90. doi:10.1016/j.biomaterials.2003.12.042.
- Rekow D., et V. Thompson. « Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses ». *Journal of materials science : Materials in medicine* 18, n° 1 (2007): 47-56. doi:10.1007/s10856-006-0661-1.
- Rekow E., S. Bayne, R. Carvalho, et J. Steele. « What constitutes an ideal dental restorative material ? » *Advances in dental research* 25, n° 1 (2013): 18-23. doi:10.1177/0022034513502206.
- Ruse N., et M. Sadoun. « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ». *Journal of dental research* 93, n° 12 (2014): 1232-34. doi:10.1177/0022034514553976.
- Sadoun M. « Composite ceramic block ». Brevet N° : US8507578 B2, 2013. Patents/US8507578.
- Shoher I., et A. Whiteman. « Captek™ : a new capillary casting technology for ceramometal restorations ». *Quintessence of dental technology* 18 (1995):9-20.
- Sideridou I., V. Tserki, et G. Papanastasiou. « Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins ». *Biomaterials* 23, n° 8 (2002): 1819-29.
- Stawarczyk B., A. Liebermann, M. Eichberger, et J.-F. Güth. « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 55 (2015): 1-11.

doi:10.1016/j.jmbbm.2015.10.004.

Steier V., C. Koplín, et A. Kailer. « Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics ». *Journal of materials science* 48, n° 8 (2013): 3239-47. doi:10.1007/s10853-012-7106-7.

Swain M., A. Coldea, A. Bilkhair, et P. Guess. « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ». *Dental materials* 32, n° 1 (2016): 34-42. doi:10.1016/j.dental.2015.09.009.

Tassin M., E. Bonte, L. Loison-Robert, A. Nassif, T. Berbar, S. Le Goff, A. Berdal, M. Sadoun, et B. Fournier. « Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells ». *PLoS one* 11, n° 5 (2016): e0155450. doi:10.1371/journal.pone.0155450.

Travitzky N., et A. Shlayan. « Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu–O composites fabricated by pressureless infiltration technique ». *Materials science and engineering : A* 244, n° 2 (1998): 154-60. doi:10.1016/S0921-5093(97)00538-8.

Turgut S., B. Bagis, S. Turkaslan, et Y. Bagis. « Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study ». *Journal of prosthodontics* 23, n° 1 (2014): 39-44. doi:10.1111/jopr.12061.

Valenti M., et A. Valenti. « Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation ». *The international journal of esthetic dentistry* 10, n° 2 (2015): 246-57.

van Noort R. « The future of dental devices is digital ». *Dental materials* 28, n° 1 (2012): 3-12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014.

Wataha J. « Principles of biocompatibility for dental practitioners ». *The journal of prosthetic dentistry* 86, n° 2 (2001): 203-9. doi:10.1067/mpr.2001.117056.

- Wegner L., et L. Gibson. « The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites ». *International journal of mechanical sciences* 43, n° 8 (2001): 1771-91. doi:10.1016/S0020-7403(01)00016-9.
- Yamanel K., A. Caglar, K. Gülsahi, et U. Ozden. « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis ». *Dental materials journal* 28, n° 6 (2009): 661-70.
- Zhi L., T. Bortolotto, et I. Krejci. « Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 2 (2016): 199-202. doi:10.1016/j.prosdent.2015.07.011.

Table des figures

Figure 1 Les Images de microscopie électronique à balayage (MEB) des matériaux usinables. Matrice de polymère continue avec charges minérales dispersées (ULT – Lava™ Ultimate). Matrice céramique infiltrée de polymère (ENA – Vita Enamic®). Matrice de verre continue avec charges minérales dispersées (VIT – Vitablocs® Mark II). Les particules de silicate de l'yttrium (flèche blanche) et de silicate de zirconium (flèche noire).....	6
Figure 2 Images MEB de Vita Enamic® avec des grossissements x1500 (A), x5000(B) et x20 000 (C). 11	
Figure 3 Résistance à la flexion des différents matériaux usinables avec différentes microstructures.	16
Figure 4 Rapport entre la densité en céramique et la résistance à la flexion des matériaux RCIP expérimentaux	17
Figure 5 L'analyse des microstructures des matériaux RCIP expérimentaux. L'image du matériau fabriqué sous pression ambiante (A) et sous 300MPa (B)	18
Figure 6 Modules d'élasticité des différents matériaux dentaires	21
Figure 7 La diminution de la dureté et le module d'élasticité d'un matériau RCIP expérimental. (C3, 1.80 g/cm ³ de densité de céramique, polymérisé sous HP) au fur et à mesure de la pénétration	22
Figure 8 Les charges d'indentation (N) de Vickers indentation entraînant 25% et 50% de réduction des résistances des céramiques testées	30
Figure 9 La courbe charge – déplacement des matériaux testés dans l'étude de Coldea A. et al.....	31
Figure 10 Les images MEB des surfaces fracturées (B, D) et indentées (A, C) à carbure de tungstène de rayon 0.5mm à 98.07N (A, C) et à 500N (B, D), de deux matériaux : Vita Enamic® (A, B) et Vitablocs® Mark II (C, D).....	31
Figure 11 La courbe de fatigue S-N de trois matériaux : Zirconia Cercon® (ZC), IPS e.max® CAD (LD) et Vita Enamic® (PIC).....	33
Figure 12 La courbe R des matériaux testés dans l'étude de Coldea A. et al	36
Figure 13 Les images MEB des RCIP expérimentaux montrant la propagation de la fissure.....	37
Figure 14 Les images MEB des surfaces fracturées par application d'une force statique : Cercon® Zirconia (A), IPS e.max® CAD (B), Vita Enamic® (C).....	38
Figure 15 Les images de MEB montrant le pontage des fissures dans l'In-ceram® Alumina et le RCIP expérimental de Steier V.-F. et al.....	39
Figure 16 La perte verticale du matériau (bleu), de l'antagoniste (vert) et totale (belge) des matériaux testés. L'émail (EN), InCoris TZI (IN), IPS e.max®CAD (EX), Empress® (EX), Vita Mark II (VM),	

Enamic® (VE), Lava™ Ultimate (LU), Filtek™ XTE (FI), composite expérimental (EP), Telio™ CAD (TC) et CAD-Temp (CA)	40
Figure 17 Les translucidités des différents matériaux dans l'étude de Awad D. et al	43
Figure 18 Représentation clinique de $\Delta \square$. Lorsque la valeur de $\Delta \square=5.5$ est atteinte, plus de 50% des observateurs décident de changer la restauration.....	47
Figure 19 Les images de MEB de Vita Enamic® (A, B) et Lava™ Ultimate (C, D) après différents traitements de surface. HF : application de l'acide fluorhydrique à 9%. S : application du silane (Ultradent silane, Ultradent Products)	50

Table des tableaux

Tableau 1 Classification de Mainjot et al. La définition d'un composite semble plus cohérente pour décrire le RCIP puisqu'il est composé de plusieurs matériaux (au moins deux) d'origines différentes.	7
Tableau 2 Propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine.....	20
Tableau 3 Module d'élasticité de Vita Enamic® et les matériaux RCIP expérimentaux	21
Tableau 4 Les Duretés de Vita Enamic® et des matériaux RCIP expérimentaux. *Valeurs converties en GPa	24
Tableau 5 Classement des matériaux selon leur dureté.....	24
Tableau 6 Résistance à la flexion des matériaux RCIP expérimentaux et Vita Enamic®	26
Tableau 7 Classement des matériaux selon leur résistances à la flexion	27
Tableau 8 Classement des matériaux selon leurs modules de Weibull.....	28
Tableau 9 Classement des matériaux selon leurs contraintes caractéristiques ($\sigma\theta$).....	29
Tableau 10 Les résistances à la flexion initiale et finale et les types d'échec.....	33
Tableau 11 Ténacité à la rupture de Vita Enamic et les blocs RCIP expérimentaux.....	35
Tableau 12 Les différences des teintes moyennes des différents matériaux pour trois solutions. Vitablocs® Mark II (VM II), RCIP expérimental (VHC), Enamic® (VE), Paradigm™ MZ100 (MZ100), matériau expérimental de Kerr (K), Lava™ Ultimate (LU), Filtek™ Supreme XTE (F Sup), Venus Diamond® (VD) et Filtek™ Silorane (F Sil)	46
Tableau 13 Classement des matériaux selon leurs propriétés de laboratoire. Céramique feldspathique (F), composites directs à base de résines (CDR) et indirects (CIR), réseau céramique infiltré de polymère (RCIP), vitrocéramique en disilicate de lithium (DL) et la zircone (Z).....	52

Vu, le Directeur de thèse,

Docteur Éric BONTE

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie
dentaire de l'Université Paris Descartes

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris
Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Le réseau céramique infiltré de polymères, revue de littérature

Résumé :

La Conception et la Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) a été introduite en odontologie au début des années 1980. Du fait de la demande croissante en esthétique et en degré de précision, les indications de la CFAO se sont étendues, avec l'apparition de nouveaux matériaux. Les matériaux de restauration les plus utilisés à l'heure actuelle sont la céramique et la résine composite, mais ils présentent encore des inconvénients, notamment mécaniques. C'est pourquoi les recherches s'orientent actuellement vers la définition de matériaux hybrides mêlant résine et céramique afin de potentialiser les propriétés de chacun. Un matériau à base céramique infiltré d'un réseau polymère interpénétrant (polymer-infiltrated-ceramic-network) a donc été développé.

L'objectif de cette revue de littérature est de synthétiser les données scientifiques à l'heure actuelle, sur cette nouvelle génération de matériau dentaire. A partir d'études sur sa composition, son mode de fabrication, ses propriétés mécaniques et sa biocompatibilité, et en les comparant avec les matériaux pré-existants, ses performances cliniques et ses possibles indications sont discutées.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés fMesh et Rameau

Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques ; Matériaux hybrides -- Thèses et écrits académiques ; Processus mécaniques -- Dissertations universitaires ; Porcelaine dentaire -- Dissertations universitaires

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge