



HAL
open science

Étude du comportement clinique des restaurations unitaires en Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network réalisées par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège

Tatiana Aissi

► To cite this version:

Tatiana Aissi. Étude du comportement clinique des restaurations unitaires en Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network réalisées par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02894949

HAL Id: dumas-02894949

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02894949>

Submitted on 9 Jul 2020

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



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-S-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

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.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10



UNIVERSITÉ
PARIS
DESCARTES

MEMBRE DE

U-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 073

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 26 novembre 2019

Par

Tatiana AISSI

**Étude du comportement clinique des restaurations unitaires en
Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network réalisées par Conception et Fabrication
Assistée par Ordinateur entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège**

Dirigée par Mme le Professeur Amélie Mainjot

JURY

Mme le Professeur Sibylle Vital

Président

Mme le Professeur Amélie Mainjot

Assesseur

M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Assesseur

M. le Docteur Lucien Dupagne

Assesseur



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MÂÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 06 septembre 2019

Remerciements

À Mme le Professeur Sibylle Vital

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Merci pour l'honneur que vous me faites de présider ce jury de thèse d'exercice. Je vous remercie également pour la qualité de vos enseignements aussi bien sur le plan théorique, clinique qu'humain. À vos côtés, j'ai beaucoup appris en vous regardant calmer les angoisses et soigner, selon les données acquises de la science, les enfants anxieux et en situation de handicap notamment. Merci pour votre implication dans le développement des échanges européens inter-facultés. Grâce au duo dynamique et enthousiaste que vous formez avec Hélène Pierre, j'ai été au-delà de mes quelques appréhensions pour partir en Erasmus à Liège. C'est aussi grâce à vous que j'ai pu participer à cette étude clinique et en faire mon sujet de thèse. Veuillez trouver en ce travail l'expression de ma profonde gratitude.

À Mme le Professeur Amélie Mainjot

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris 13 et de l'Université de Liège, Belgique

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire de Liège, Belgique

Praticien Hospitalier, CHU de Liège, Belgique

Chef de clinique, CHU de Liège, Belgique

Merci pour m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail. Merci de m'avoir accueillie avec bienveillance et avec confiance à l'Université de Liège. Votre enthousiasme, votre dynamisme, votre optimisme et votre grand intérêt pour la recherche et les avancées scientifiques sont autant de qualités admirables, sources d'inspiration. Vous avez su piquer ma curiosité en me faisant participer à un de vos nombreux projets d'études cliniques. Grâce à cette expérience positive, je souhaite continuer de m'épanouir dans la recherche scientifique et clinique. Merci de transmettre avec justesse et rigueur vos connaissances en biomatériau, pour votre patience et votre tolérance. Pour tout cela, je vous présente mes sincères remerciements.

À M. le Docteur Jean-Pierre Attal

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Merci pour l'honneur et le plaisir que vous me faites de constituer mon jury de thèse. Merci pour votre bienveillance, vos encouragements, vos précieux conseils, votre disponibilité qui m'ont régulièrement aidée et notamment lors de la réalisation de cette thèse d'exercice. Merci pour votre implication, votre énergie et vos discrètes attentions. Vous êtes toujours à l'écoute et, avec les mots justes, délicatesse et intelligence, vous savez faire exprimer les potentiels de chacun. C'est par vos enseignements que j'ai pris goût au biomatériau et à la conservation tissulaire. Merci pour tout ce que vous partagez et pour le privilège que vous me faites de pouvoir être votre attachée de consultation à Charles-Foix. J'espère que ce n'est que le début d'une belle aventure. À travers cet écrit, je vous présente toute ma reconnaissance et tout mon respect.

À M. le Docteur Lucien Dupagne

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Merci de me faire l'honneur de siéger dans ce jury. Merci pour votre réactivité, votre disponibilité et votre présence. Vous savez transmettre avec simplicité et aisance vos connaissances. Merci de savoir vous mettre au service des étudiants et de transmettre avec facilité votre savoir. Merci pour votre sincérité et vos conseils. Au vu de votre implication dans la recherche scientifique et de l'amour que vous portez pour les biomatériaux, j'espère que vous trouverez un intérêt à ce travail.

Merci à ma famille,

Mamoune pour ta dévotion, ton soutien, ta curiosité, ta sensibilité, ta douceur, ta poésie. Merci de nous avoir autant éveillées avec Anaïs par la culture, l'art, la musique, la danse. C'est aussi grâce à toi, à tes capsules de ginseng et curcuma, à tes plats de poisson les veilles d'examen que j'ai réussi. Comme l'avait dit une grande star de la télé-réalité... euh Léonard de Vinci : les détails font la perfection, et la perfection n'est pas un détail !

Papou, merci pour ta force, ton humilité, ta sagesse, tes sacrifices, tes attentions, tes encouragements. Merci de nous avoir protégées, d'avoir toujours veillé à ce qu'on ait notre chance. Merci d'avoir souligné l'importance de la connaissance, du savoir, des études, du travail. Merci de savoir nous recentrer sur l'essentiel : il faut aimer la vie, travailler, s'entre-aider. Si tu n'avais pas su interrompre mes monologues avec finesse, prétextant qu'il fallait se coucher, j'aurais certainement eu moitié moins de temps pour étudier !

Nanou merci pour ta franchise, ta tolérance, ton ouverture d'esprit. Merci pour ta complicité quand il fallait trouver la télévision cachée dans la chambre des parents, merci d'avoir toujours été présente pour m'écouter me plaindre lorsque papa rétorquait ne pas être un taxi et me disait de prendre le bus alors que j'étais déjà en retard pour la pyjama party chez Cloé. Pour tous ces scandales où tu as été dans la compassion, où tu as su trouvé les mots justes (goulag, oui cette maison était bien un goulag).

Dodie, merci pour ton sourire, ton énergie, ton courage. Merci pour m'avoir appris qu'il ne faut jamais rien lâcher, jamais baisser les bras, toujours avancer sans regarder en arrière.

Marraine, merci pour ta patience, ton écoute, ton soutien. Merci de penser autant à moi et pour ta tolérance aussi.

Mon Jéré d'amour, ma moitié, mon « archi gros love » sans qui je ne pourrai plus exister. Merci pour ton amour, ta gentillesse, ton insouciance, ta joie de vivre, ton altruisme, ton énergie. Avec toi, j'ai l'impression que je suis capable de tout ! Merci de me faire aller au delà de mes peurs et de ne pas faire comme papa mais d'écouter mes monologues. Merci aussi pour ton humour fin et élégant, ton incroyable look de rider et tes plats gastronomiques à base d'œufs et de knacki. Merci de m'avoir fait rentrer dans le cercle très fermé des kéké des voitures et assimiler leurs codes (blagues vaseuses, grande consommation de rhum et conversation de moteurs, chassis, de jante à n'en plus finir).

Mes oncles, tantes, cousins et cousines,

Merci pour ces moments de rires, de partage et de danses !

Corinne et Jean-Louis Fassen,

Merci pour votre attention et votre accueil,

Merci à mes amis,

Dany, merci pour ton dynamisme, ta persévérance, ton humeur toujours chaleureuse, tes gentilles attentions.

Sophie, merci pour ta profonde gentillesse, ton amitié, et ta présence rassurante.

Cloé, merci pour ton amitié, ta présence sans faille, ta gentillesse, ta tolérance.

Claire, Émilie, Sara, Stéphanie, Matthieu, Agathe, Jules, Pierre, Mathieu... Beaucoup trop de souvenirs avec vous ! J'ai passé de superbes années de fac à faire des concours de ponctualité, à garder silencieusement les secrets de chacun, à sortir, à rire ! Merci pour ces belles années partagées ensemble, riches en WEI, crit et vacances à Ré merci d'avoir toléré toutes les boulettes que je fais.

A Caro, Reza, Tutuf, Fabien, Marie, Pata, Val, Seb, Fanny, Ju et Flo, merci d'avoir prouvé que le ridicule ne tue pas ! Merci de m'avoir fait découvrir le Memphis, le jeu du petit doigt et bien d'autres encore ! Je pensais être fêtarde mais vous avez clairement élevé le niveau. Je ne saurais plus me passer de vous à présent !

A Tchi Peze, merci de m'avoir laissé ma chance, d'avoir cru en moi et surtout de m'avoir bien fait marché !

La team de coco, Lisa, Léa, Julien, Charles, Mylène, Adeline, Allan, Jessica ! Merci pour votre présence, votre soutien, tous ces moments de galère au labo... et d'apéro ! Sans vous mon externat aurait été bien monotone.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : LA CFAO DIRECTE EN DENTISTERIE RESTAURATRICE	4
1.1 AVANTAGES DE LA CFAO DIRECTE EN DENTISTERIE RESTAURATRICE	5
1.1.1 <i>Réduction du nombre d'étapes cliniques</i>	5
1.1.2 <i>La performance des biomatériaux</i>	5
1.1.3 <i>La performance des outils numériques</i>	5
1.2 LES LIMITES DE LA CFAO DIRECTE	5
1.2.1 <i>Coût financier</i>	5
1.2.2 <i>Courbe d'apprentissage et mise en œuvre</i>	6
1.2.3 <i>Aspect esthétique</i>	6
2 : BIOMATERIAUX CERAMIQUES ET COMPOSITES POUR CFAO DIRECTE	7
2.1 LES BLOCS DE CERAMIQUES POUR CFAO DIRECTE	7
2.1.1 <i>Les vitrocéramiques</i>	8
2.1.2 <i>Les céramiques polycristallines</i>	11
2.2 LES BLOCS DE COMPOSITES POUR CFAO DIRECTE.....	16
2.2.1 <i>Les blocs de composites à charges dispersées</i>	17
2.2.2 <i>Les PICNs</i>	20
3 APPLICATIONS CLINIQUES DES PICNS	35
3.1 INDICATIONS COURANTES	35
3.2 INDICATIONS SPECIFIQUES	35
3.2.1 <i>Les lésions d'usure</i>	35
3.2.2 <i>Les dents fragilisées dépulpées</i>	37
3.2.3 <i>La mise en charge immédiate en prothèse implanto-portée</i>	38
3.3 ÉTUDES CLINIQUES PUBLIEES SUR VITAENAMIC	40
3.3.1 <i>Articles de cas cliniques</i>	40
3.3.2 <i>Articles d'études cliniques sur cohorte</i>	41
4 : ÉTUDE CLINIQUE RETROSPECTIVE ET PROSPECTIVE DES RESTAURATIONS UNITAIRES EN PICN REALISEES PAR TECHNIQUE CFAO DIRECTE ENTRE 2014 ET 2018 A L'UNIVERSITE DE LIEGE	44
4.1 OBJECTIFS :	44
4.2 MATÉRIELS ET MÉTHODES :	44
4.2.1 <i>Design de l'étude</i>	44
4.2.2 <i>Évaluation clinique des restaurations</i>	45

4.2.3	<i>Paramètres liés au patient</i>	45
4.2.4	<i>Paramètres liés à la dent</i>	46
4.2.5	<i>Paramètres liés à la restauration</i>	46
4.2.6	<i>Les paramètres liés au protocole de collage</i>	47
4.2.7	<i>Paramètres liés à l'opérateur</i>	47
4.2.8	<i>Paramètres liés au circuit CFAO</i>	48
4.2.9	<i>Étude statistique</i>	48
4.3	RÉSULTATS :	48
4.3.1	<i>Informations concernant les données cliniques</i>	48
4.3.2	<i>Scores des critères FDI</i>	49
4.3.3	<i>Taux de survie des restaurations VitaEnamic®</i>	51
4.3.4	<i>Taux de succès des restaurations VitaEnamic®</i>	52
4.3.5	<i>Paramètres liés au patient</i>	52
4.3.6	<i>Paramètres liés à la dent</i>	54
4.3.7	<i>Paramètres liés à la restauration</i>	54
4.4	DISCUSSION :	55
4.4.1	<i>PICN et CFAO directe</i>	56
4.4.2	<i>Usure et état de surface des restaurations VitaEnamic®</i>	57
4.4.3	<i>Qualité esthétique des restaurations VitaEnamic®</i>	58
4.4.4	<i>PICN et indications spécifiques</i>	59
4.4.5	<i>Biais liés au design de l'étude rétrospective</i>	60
4.5	CONCLUSION	61
	CONCLUSION	62
	BIBLIOGRAPHIE	64
	TABLE DES TABLEAUX	73
	ANNEXES	74

Introduction

Si la tendance générale en dentisterie se veut préventive et non invasive, la carie dentaire reste la maladie la plus répandue dans le monde¹, la prévalence des lésions d'usure est en augmentation² et d'autres situations telles que les défauts de structure et les traumatismes nécessitent une prise en charge restauratrice. La dentisterie prothétique intervient alors pour remplacer les pertes tissulaires avec comme objectif de restituer la forme et la fonction de l'organe dentaire.

Depuis l'introduction du collage, permettant notamment la réalisation de prothèses tout en céramique et au design non rétentif, les exigences en biomatériau tendent vers une dentisterie à la fois minimalement invasive et esthétique^{3,4}. Les céramiques et les composites sont actuellement les deux grandes classes de biomatériaux utilisées à cette intention.

Parallèlement, le principe de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) est appliquée au domaine dentaire depuis les années 80.⁵ Avec cette chaîne de production numérisée, la prothèse n'est plus fabriquée artisanalement par le prothésiste mais résulte de l'usinage d'un bloc de biomatériau par une machine selon les commandes d'un logiciel et peut se faire directement au fauteuil par le dentiste. Alors que les premiers biomatériaux accessibles pour cet usage étaient essentiellement des blocs de céramiques vitreuses, les avancés scientifiques ont permis d'élargir le choix à d'autres céramiques plus résistantes, telles que l'alumine et la zircone, et aux composites.

Depuis 2013, une nouvelle classe de composite est disponible pour un usage en CFAO : les matériaux dits « PICN » pour « Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network », que l'on appelle aussi parfois « céramiques hybrides ». Leur microstructure particulière et leur mode de polymérisation sous haute température et haute pression (HT-HP) de la matrice résineuse, leur confèrent des propriétés mécaniques particulières. Plusieurs études in vitro concluent à des résultats prometteurs pour ce biomatériau et l'attente en étude sur son comportement in vivo est grande. Seulement, les publications sur ce sujet restent limitées. Afin de palier à ce manque, une étude clinique rétrospective des restaurations en PICN a été menée à l'Université de Liège (Belgique) et fera l'objet de cette thèse.

Avant d'exposer et discuter des résultats de l'étude clinique, nous présenterons le concept de la dentisterie restauratrice par CFAO directe et les biomatériaux actuellement disponibles pour ce circuit dont les PICNs.

¹ Frencken et al., « Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis : a comprehensive review ».

² Jaeggi et Lussi, « Prevalence, incidence and distribution of erosion ».

³ Craig, « Advances in biomaterials from 1957 to 1997 ».

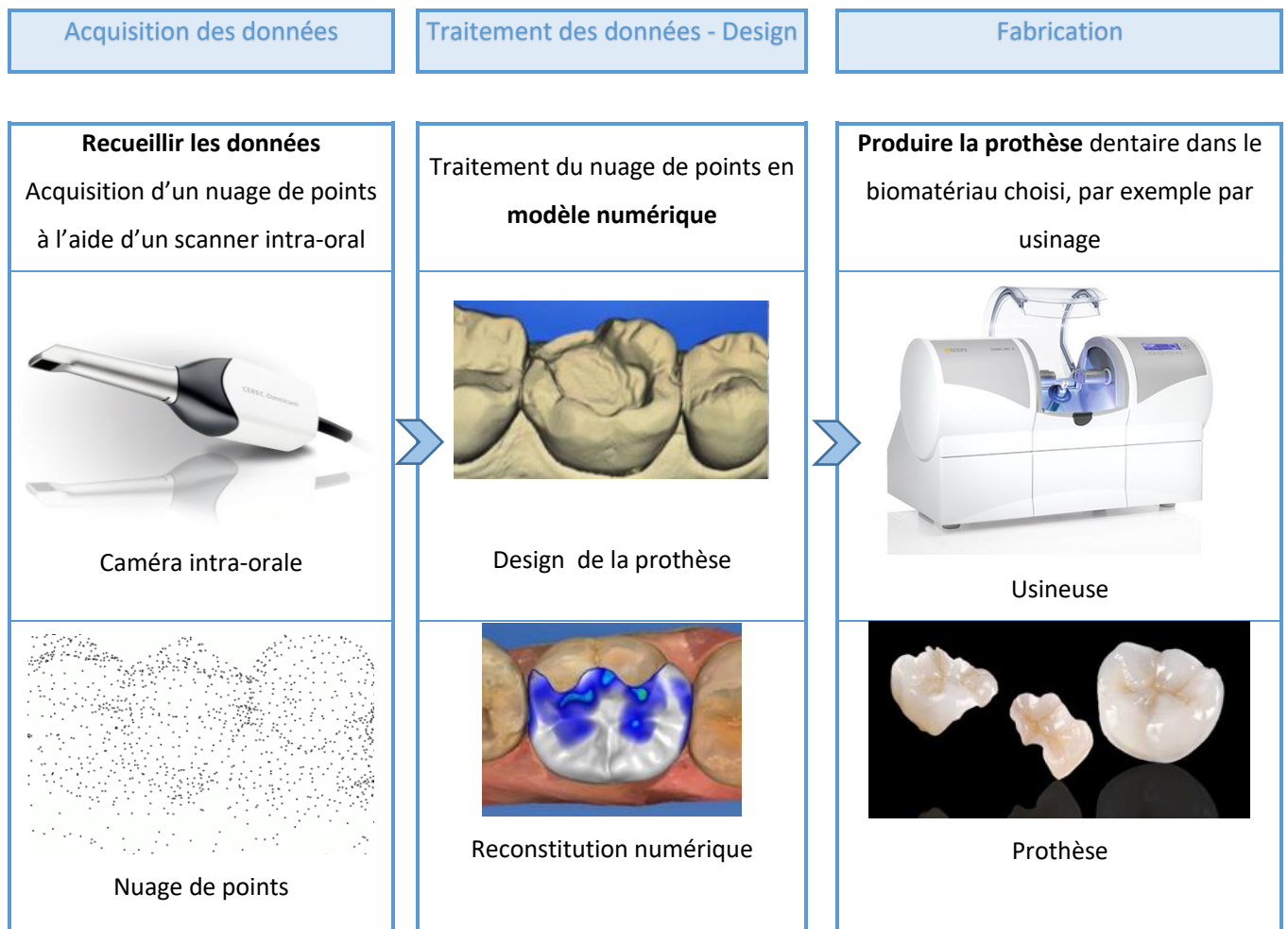
⁴ Schwendicke et al., « Managing carious lesions ».

⁵ Davidowitz et Kotick, « The use of CAD/CAM in dentistry ».

1 : La CFAO directe en dentisterie restauratrice

Le circuit CFAO est composé de trois maillons principaux d'acquisition, de conception et de fabrication. Ils sont indépendants et interchangeables et peuvent être réalisés soit au cabinet, soit en laboratoire. Ainsi, le chirurgien-dentiste peut s'équiper selon ses besoins de la caméra-optique uniquement (CFAO indirecte) ou du système CFAO complet (CFAO directe).

Figure 1 : Les trois grandes étapes de production d'une prothèse dentaire en CFAO



Source : Auteur, d'après le cours du Dr Jean-Pierre Attal « Introduction sur la CFAO ».

1.1 Avantages de la CFAO directe en dentisterie restauratrice

1.1.1 Réduction du nombre d'étapes cliniques

Avec une caméra optique, un logiciel, un bloc de biomatériaux, une machine à usiner et un four, le dentiste peut produire immédiatement et sur place des prothèses cliniquement très satisfaisantes sans passer par une étape de laboratoire. Cela modifie radicalement la façon d'appréhender la séance de soin : les restaurations provisoires d'inter-séances n'ont plus lieu d'être et le patient peut recevoir une seule anesthésie pour une prothèse faite en une séance.

1.1.2 La performance des biomatériaux

La qualité des blocs de biomatériau pour CFAO est augmentée par rapport à celles fabriquées artisanalement. En effet, leurs avantages en terme biomécanique sont :

- La qualité industrielle, systématique et non opérateur-dépendant des blocs de biomatériau ;
- L'homogénéité et l'absence de défauts au sein des blocs de biomatériau ;
- L'accès à des modes de polymérisation plus performants pour les composites par rapport à la photopolymérisation ;
- L'accès à des matériaux originaux comme la zircone et les PICNs.

1.1.3 La performance des outils numériques

Les progrès techniques en CFAO permettent de produire des prothèses aux limites marginales^{6,7} et à l'anatomie occlusale cliniquement satisfaisantes.

1.2 Les limites de la CFAO directe

1.2.1 Coût financier

Si actuellement seul un nombre limité de cabinets est équipé de leur chaîne CFAO complète (30 000 au monde répertoriés d'après les données de Sirona en 2011), cela s'explique par le **coût élevé à l'investissement** de cette technologie. En moyenne, il faut dépenser entre 20 000€ et 36 000€ pour une caméra optique et entre 78 000€ et 97 000€ pour le système complet⁸. A cela vient s'ajouter le **coût des mises à jour** des logiciels et, dans certain cas, celui de la conversion des fichiers fermés en fichiers STL ouverts.

⁶ Mangano et al., « Intraoral scanners in dentistry ».

⁷ Chochlidakis et al., « Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics ».

1.2.2 Courbe d'apprentissage et mise en œuvre

En dehors des sources d'erreurs liées directement à la technologie de CFAO, la qualité de la prothèse évolue également avec la **courbe d'apprentissage liée à l'opérateur**. Les compétences cliniques et l'affinité avec les nouvelles technologies varient notamment en fonction de l'âge du praticien et du nombre d'années d'exercice : les nouvelles générations de dentistes auraient plus de facilité à s'adapter à la CFAO. Il convient de préciser que toutes les étapes de CFAO directe ne sont pas nécessairement à la charge du dentiste. En effet, les étapes de design et fabrication des prothèses peuvent être réalisées sur place par un opérateur expérimenté (assistante spécialisée par exemple) ou un prothésiste dans le cadre d'exercice en groupe (cliniques ou centres dentaires).

1.2.3 Aspect esthétique

En CFAO directe, ou indirecte, les prothèses monolithiques sont fabriquées à partir de blocs de biomatériau de teinte uniforme ou au mieux de teintes grossièrement dégradées. Elles peuvent être ensuite maquillées mais le rendu esthétique reste moindre par rapport à des prothèses émaillées. En effet, les jeux de teintes et de formes peuvent être travaillés de façon plus complexe pour ces dernières (reproduction des mamelons dentinaires, zones d'opalescence, de translucidité, de saturation etc.). Ainsi, la qualité de leur caractérisation est supérieure par rapport à celle d'une prothèse monolithique et permet alors une meilleure intégration esthétique au sein de la denture naturelle.

Figure 2 : Photographie d'une endocouronne monolithique en PICN



Source : Auteur, 2019.

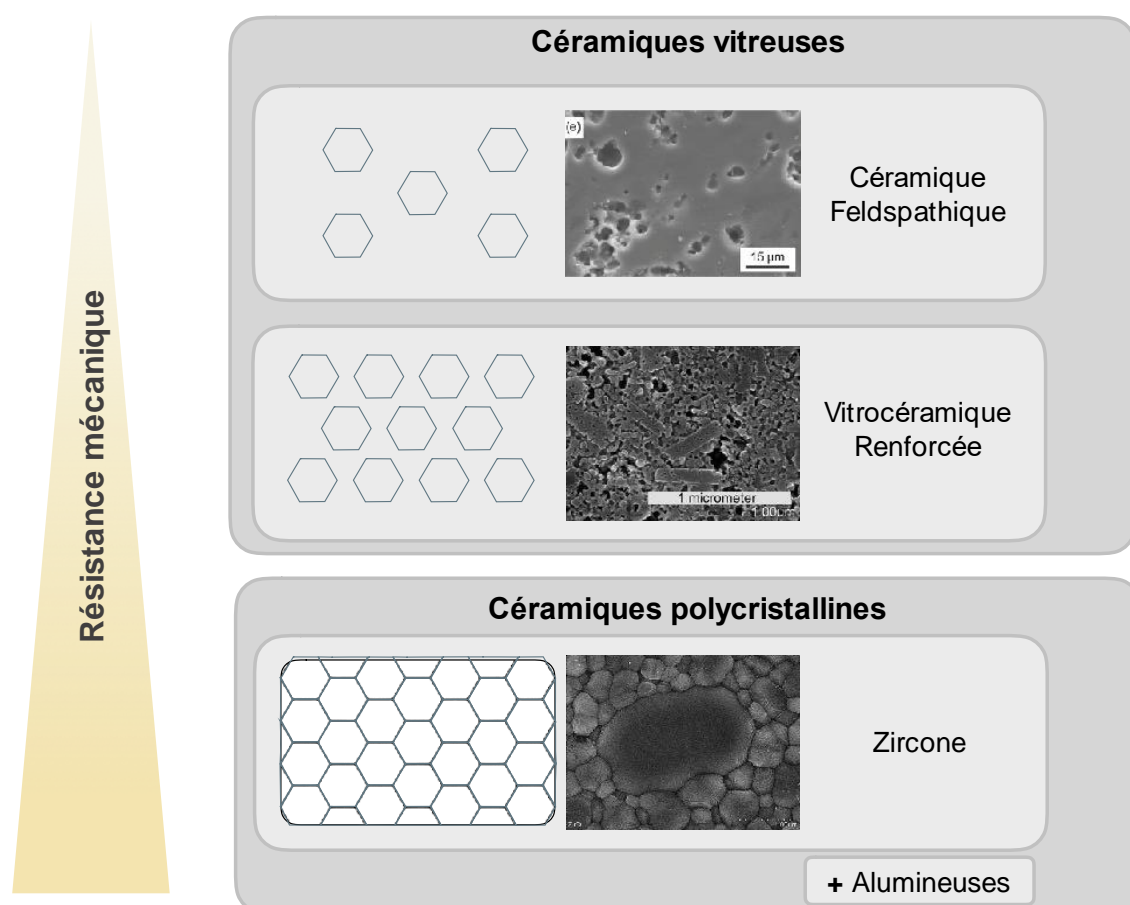
2 : Biomatériaux céramiques et composites pour CFAO directe

2.1 Les blocs de céramiques pour CFAO directe

Les céramiques sont une classe de biomatériau couramment utilisées en prothèse. On distingue deux grandes classes de céramiques classées suivant leur microstructure :

- Les vitrocéramiques disponibles en méthode artisanale et en CFAO ;
- Les céramiques polycristallines, uniquement possible en CFAO.

Figure 3 : Classification des céramiques dentaires disponibles pour CFAO directe



Source : Auteur d'après Mainjot, *Dental ceramics : classification and indications*, 2016.

2.1.1 Les vitrocéramiques

Figure 4 : Différents types de blocs en vitrocéramique pour CFAO directe



Source : Lambert et al., « Dental biomaterials for chairside CAD/CAM : State of the art », 2017.

Les vitrocéramiques sont composées d'une phase vitreuse et d'une phase cristalline. Elles sont couramment utilisées pour la réalisation de prothèses conjointes dento-portées et implanto-portées. Selon leur teneur en phase inorganique notamment, on distingue les blocs de vitrocéramiques en :

- vitrocéramiques feldspathiques,
- vitrocéramiques renforcées en leucites,
- vitrocéramiques renforcées en (di)silicates de lithium.

2.1.1.1 Les blocs de céramiques feldspathiques

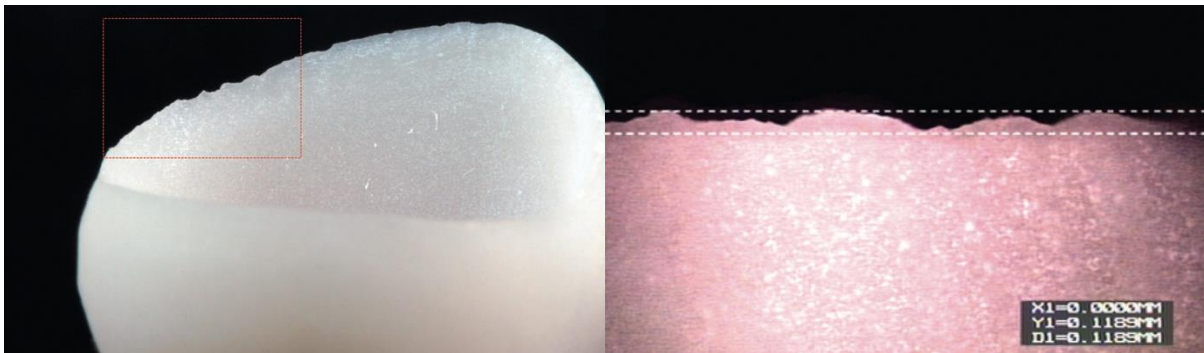
Les céramiques feldspathiques s'obtiennent par frittage d'un mélange d'oxyde minéraux. Elles comprennent :

- Une matrice vitreuse majoritaire (oxyde de silicium dans un état amorphe),
- Une phase cristalline dispersées (aluminium, potassium, sodium, silicate à base calcique),
- Des additifs (pigments, opacifiants, agents fluorescents ou opalescents).

Elles présentent une capacité d'adhésion forte aux tissus dentaires, un module d'élasticité proche de celui de l'émail et des propriétés optiques très favorables notamment grâce à la translucidité de la phase vitreuse ce qui en fait un matériau de choix pour les facettes.

La qualité industrielle des blocs CFAO commercialisés permet d'augmenter leur résistance mécanique en comparaison avec des prothèses montées manuellement par le prothésiste. Leur résistance en flexion est aux alentours des 100MPa (Mark II = 102,3MPa) et ils sont indiqués pour des restaurations partielles unitaires jusqu'à périphérique en secteur antérieur. Cependant leur fragilité particulièrement élevée avant collage, est à l'origine de chipping⁸ lors du fraisage des blocs CFAO et ne permet pas de les usiner en très fine épaisseur (cf. figure 5).

Figure 5 : Macro-photographie (à gauche) et micro-photographie (à droite) de la limite marginale d'une restauration réalisée en VitaMarkII (céramique feldspathique) par CFAO



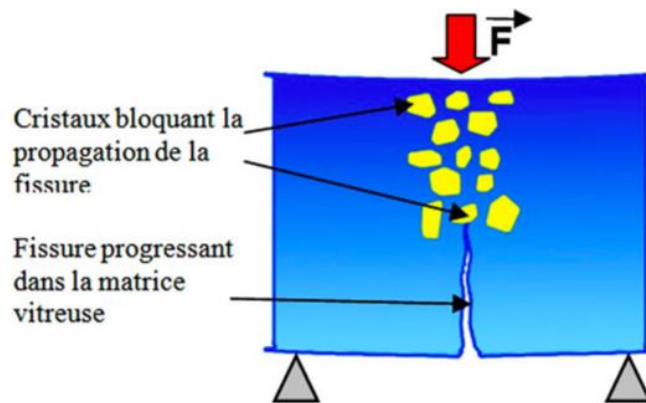
Source : Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials », 2015.

2.1.1.2 Les vitrocéramiques renforcées

Les vitrocéramiques renforcées subissent un traitement thermique spécifique qui permet de contrôler la nucléation et la croissance des cristaux au sein de la matrice vitreuse. Elles présentent ainsi des charges cristallines plus nombreuses et de tailles différentes par rapport aux céramiques feldspathiques. En conséquence, la multiplication des interfaces verre/cristal permet la déviation des fissures progressant au sein de la matrice vitreuse et l'absorption d'une partie de leur énergie. Ainsi, le risque de fracture est réduit et leur résistance mécanique est augmentée par rapport aux céramiques feldspathiques (cf. figure 6).

⁸ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

Figure 6 : Schéma représentant la résistance à la propagation d'une fissure d'une céramique par les cristaux



Source : Dejoux, « Les céramiques », 2009.

On distingue deux types de vitrocéramiques renforcées :

- Les vitrocéramiques renforcées en leucite, occupant 35 % de la masse volumique pour la plus connue d'entre elle : l'IPS Empress (Ivoclar Vivadent) ;
- Les vitrocéramiques renforcées en (di)silicates de lithium dont la plus connue l'IPS e.max (Ivoclar Vivadent), renforcée en disilicate de lithium, présente une phase cristalline occupant 70 % de la masse volumique.

Les vitrocéramiques renforcées en leucite possèdent une certaine translucidité mais des propriétés mécaniques modérées (résistance en flexion pour Empress CAD = 131,5 MPa). L'indication de ce biomatériau est limitée à des restaurations unitaires partielles en secteur antérieur et postérieur voire périphérique jusqu'au prémolaire. Les blocs de vitrocéramiques renforcées en leucite peuvent être usinées en CFAO directe sous leur forme définitive.

Les vitrocéramiques renforcées en (di)silicate de lithium possèdent les propriétés mécaniques les plus élevées parmi les céramiques vitreuses. Leur résistance en flexion est plus élevée (350MPa pour l'IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) ce qui permet d'élargir leur indication clinique en postérieur et à des restaurations plurales de trois éléments en secteur antérieur (bridge conventionnel, bridge de Maryland). Ce biomatériau relativement dur et fragile ne peut pas être usiné sous sa forme définitive. C'est pourquoi la majorité des blocs de vitrocéramiques renforcées en (di)silicate de lithium sont disponibles sous une forme partiellement cristallisée, moins dure et donc plus facile à usiner. Un dernier traitement thermique doit être appliqué après fraisage (environ 20 minutes). Cependant, la

dureté de ces blocs en céramique reste élevée et leur fabrication entraîne une usure remarquable des fraises d'usinage⁹ qui doivent être régulièrement remplacées.

En résumé

Les vitrocéramiques sont translucides, ont une capacité d'adhésion forte aux tissus dentaires et possèdent un module d'élasticité proche de celui de l'émail. Elles permettent de réaliser des prothèses monolithiques unitaires voire plurales de 3 éléments en secteur antérieur.

Les céramiques feldspathiques et renforcées en leucite sont très esthétiques mais leur comportement particulièrement fragile expose à un risque accru de chipping et ne permet pas de les usiner en fine épaisseur en CFAO directe.

Les céramiques renforcées en (di)silicate de lithium sont plus résistantes mais leur dureté nécessite un traitement thermique de cristallisation après usinage, ce qui allonge le temps de la séance clinique en CFAO directe.

2.1.2 Les céramiques polycristallines

Les polycristallines sont des céramiques constituées de cristaux uniquement. Leur résistance mécanique particulièrement élevée élargit considérablement les indications cliniques des céramiques (notamment aux restaurations plurales de 3 éléments ou plus en secteur postérieur pour la zircone).

On distingue deux grandes classes de polycristallines :

- Les zircons, possible en CFAO directe et indirecte ;
- Les alumineuses, possible qu'en CFAO indirecte, qui ne feront donc pas l'objet d'une partie.

2.1.2.1 Les zircons yttrium

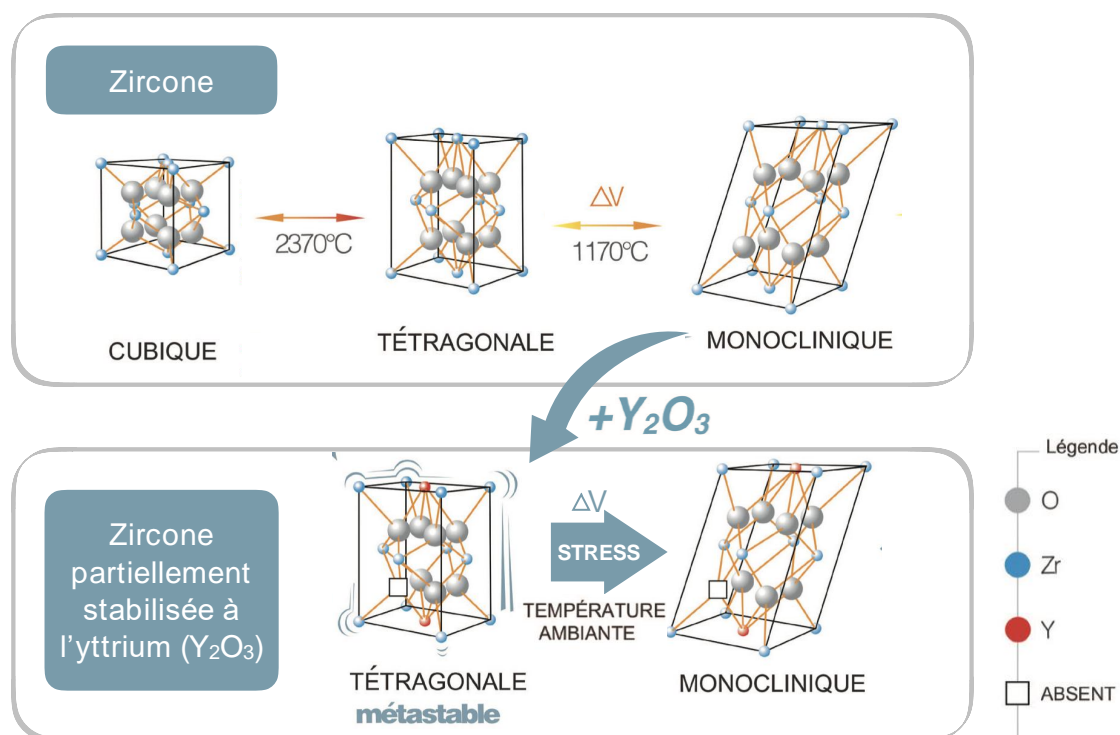
Généralités

Les zircons sont des céramiques composées uniquement de cristaux, d'oxydes de zirconium. De fait, elles ne bénéficient pas de la translucidité et de la capacité d'adhésion de la phase vitreuse qui est absente de leur composition, contrairement aux vitrocéramiques.

⁹ Lebon et al., « Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling ».

Les oxydes de zirconium présentent 3 structures cristallines, selon les conditions thermiques, occupant chacune un espace volumique différent (cf. figure 7, en haut). L'ajout d'yttrium permet de maintenir, à température ambiante, une partie des cristaux sous une forme tétragonale métastable. Autrement dit, ces cristaux sont dans l'attente d'un apport énergétique pour évoluer vers une forme monoclinique plus volumineuse et plus stable (cf. figure 7, en bas)¹⁰. Cette propriété est particulièrement intéressante car elle peut se déclencher lors de l'apparition d'une fissure, la mettre ainsi en compression et stopper sa propagation (cf. figure 8). De cette façon, la ténacité et la résistance en flexion sont augmentées. C'est cette zircone métastable partiellement stabilisée à l'yttrium qui est utilisée en dentisterie restauratrice.

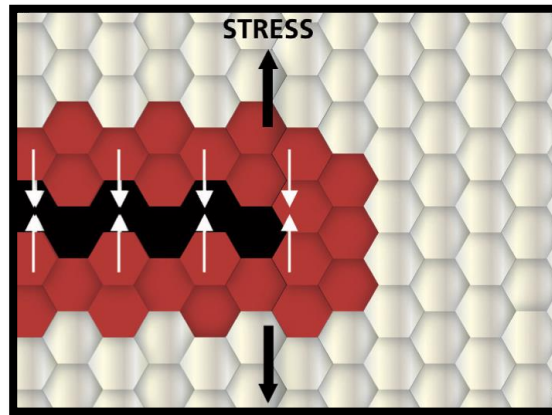
Figure 7 : Figure des trois formes cristallines de la zircone selon l'apport thermique (en haut) et du passage, à température ambiante, de la forme tétragonale métastable à monoclinique de la zircone partiellement stabilisée à l'yttrium après un stress mécanique notamment (en bas)



Source : Auteur, d'après Mainjot, « Zircone(s) : partie 1 – À la rencontre de céramiques pas comme les autres », 2018.

¹⁰ Mainjot, « Zircone(s) : Partie 1 - À la rencontre de céramiques pas comme les autres ».

Figure 8 : Schéma illustrant la transformation à température ambiante des cristaux métastables d'oxyde de zirconium en réponse au stress provoqué par le développement d'une fissure



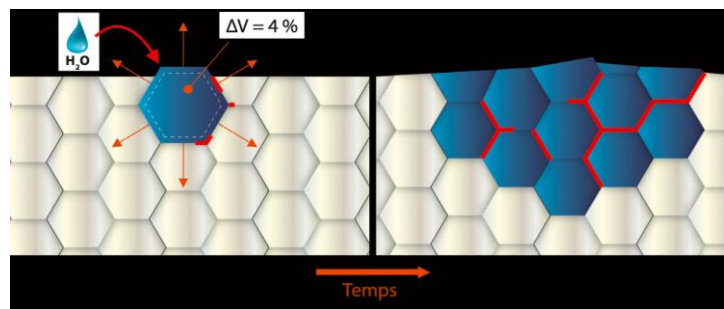
Source : Mainjot 2018 d'après Chevalier et al., « Zirconia ceramics and zirconia dispersed composites », 2008.

En plus de sa résistance à la fracture exceptionnelle, la zircone possède une très bonne biocompatibilité, au même titre que le titane, sans être exposé au problème de corrosion électrochimique, et est donc une alternative de choix dans des cas de réhabilitation implantaire à haute demande esthétique notamment.

Cependant, c'est un matériau sensible et la transformation des cristaux tétragonaux vers une forme monoclinique ne se produit pas qu'en présence d'une fissure. En effet, elle peut avoir lieu lors d'échauffements liés à un fraisage ou un sablage important mais également lors d'un contact prolongé avec de l'eau, phénomène décrit sous le nom de Low Temperature Degradation ou LDT (cf. figure 9). Dans ces cas-là, cette propriété caractéristique propre à la zircone ne va pas renforcer mais va au contraire altérer ses propriétés mécaniques qui peuvent être diminuées par 2 voire par 3¹¹.

¹¹ Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».

Figure 9 : Schéma illustrant le transformation à basse température et en milieu hydrique des cristaux métastables d'oxyde de zirconium (à gauche) et ses conséquences (à droite)



Source : Mainjot 2018 d'après Chevalier J et al., « Zirconia ceramics and zirconia dispersed composites », 2008.

Les propriétés optiques et mécaniques diffèrent selon la composition et la microstructure des zircons. On reconnaît ainsi trois générations de zircone.

Les zircons de 1^{ère} génération, partiellement stabilisées avec 3 % d'yttrium, sont hautement résistante (résistance en flexion > 1000MPa), possèdent une ténacité élevée mais sont opaques. Elles trouvent donc leur indication en tant que céramique d'infrastructure, alternative esthétique au métal.

Les zircons de 2^{de} génération, avec des grains de plus grande taille et moins de porosité, sont relativement plus translucides. Leur métastabilité est supérieure, ce qui leur confère une meilleure résistance à la fracture mais également une plus grande sensibilité à la fatigue hydrique, entre autre. Elles sont indiquées pour des restaurations monolithiques postérieures mais leur aspect esthétique reste insuffisant pour le secteur esthétique antérieur. Contrairement aux zircons de 1^{ère} génération, elles ne sont donc pas nécessairement émaillées, ce qui facilite leur fabrication en CFAO directe. Les blocs ou disques de zircone pré-frittée sont alors usinés, maquillés, glacés et subissent une cuisson rapide (25 minutes contre 20 minutes pour l'e.max). Cependant, leur exposition directe au milieu buccal humide augmente le risque potentiel d'altération des propriétés mécaniques par fatigue hydrique au cours du temps. Également, si les échecs par chipping de la céramique d'émaillage n'ont plus lieu d'être, de quelles natures seront-ils ? Le risque potentiel, avec cette céramique super résistante ne cédant pas aux contraintes mécaniques, serait que les échecs soient alors de nature biologique avec une altération de la dent ou l'implant support ou antagoniste.

Figure 10 : Photographie d'un disque de zircone translucide (KATANA Zirconia) à gauche et d'un bridge monolithique à droite



Source : Casas, « Zircone translucide & CFAO directe : une réponse pertinente pour de nombreuses situations cliniques », 2017.

Les zircons de 3^{ème} génération, avec des grains de l'ordre du nanomètre ou une part importante d'yttrium (4 % à 5 % de la composition contre 3 % pour les premières générations) sont les zircons les plus translucides. Leur part importante en phase cubique, sans potentiel de transformation, réduit leur métastabilité et donc leur résistance mécanique. Si cette nouvelle génération de zircons est encore plus translucide et indiquée pour des restaurations antérieures, le potentiel d'adhésion n'en est pas augmenté posant ainsi la question de l'intérêt de leur utilisation en secteur antérieur par rapport aux vitrocéramiques renforcées en (di)silicates de lithium. Néanmoins, les zircons font l'objet de travaux de recherches scientifiques et des échantillons expérimentaux infiltrés par une vitrocéramique en surface sont des éléments de réponse à cette problématique des zircons et du collage¹².

¹² Zhang et Lawn.

En résumé

Les céramiques polycristallines sont des céramiques hautement résistantes mécaniquement. Elles sont indiquées comme céramique d'infrastructure pour des prothèses stratifiées unitaires et plurales. Elles constituent une alternative esthétique aux infrastructures métalliques.

Cependant, les prothèses céramo-céramiques amènent à des échecs cliniques par délamination notamment et leur réparation est complexe. Ceci explique la tendance actuelle en dentisterie prothétique à préférer la réalisation de prothèses monolithiques.

En réponse à cette demande, des efforts en recherche de biomatériaux ont permis l'apparition de zircone translucide. Elle constitue une alternative pour la réalisation de restaurations monolithiques en CFAO directe par rapport aux vitrocéramiques dont la résistance mécanique est moindre. Cependant, quelques questions se posent notamment sur sa rigidité et donc sa capacité à absorber les stress occlusaux.

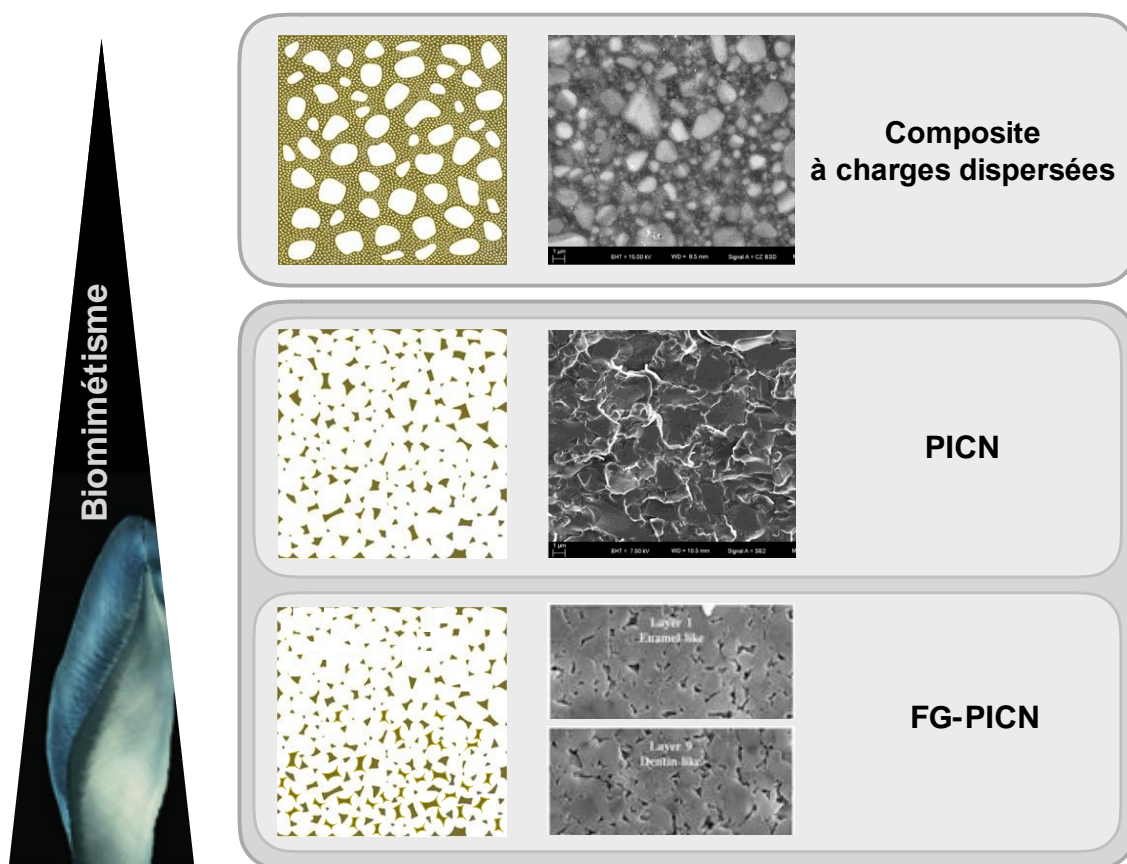
2.2 Les blocs de composites pour CFAO directe

Les composites, composés d'une phase organique en diméthacrylates et d'une phase inorganique à base de verre, sont de plus en plus utilisés pour la réalisation de prothèses conjointes dento-portées et implanto-portées. En effet, les procédés de fabrication en CFAO ont permis d'augmenter leurs propriétés biomécaniques et de les positionner ainsi comme alternative thérapeutique aux céramiques dentaires pour des prothèses d'usage monolithiques unitaires. De plus, comme ces dernières, les composites collent aux tissus dentaires et sont esthétiques.

Nous distinguons deux classes de blocs composites:

- les composites à charges dispersées,
- les Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network (PICN).

Figure 11 : Classification des composites en CFAO directe pour des prothèses d'usage. Les FG-PICN (« Functionally Graded-PICN ») sont des PICNs expérimentaux avec un volume inorganique gradué



Source : Auteur, d'après Mainjot « From Artisanal to CAD-CAM Blocks », 2016 ; Sen « Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials » 2018 et Eldafrawy, « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks » , 2018.

2.2.1 Les blocs de composites à charges dispersées

Les blocs de composite à charges dispersées pour CFAO présentent l'avantage d'être thermopolymérisés à haute température (>100°C), ce qui permet d'augmenter le degré de conversion des monomères, et d'être fabriqués industriellement, ce qui favorise l'homogénéité du matériau et réduit les défauts. Ainsi, les blocs de composites à charges dispersées sont plus fiables et des propriétés mécaniques augmentées en comparaison avec les composites photopolymérisés réalisés de façon artisanale.

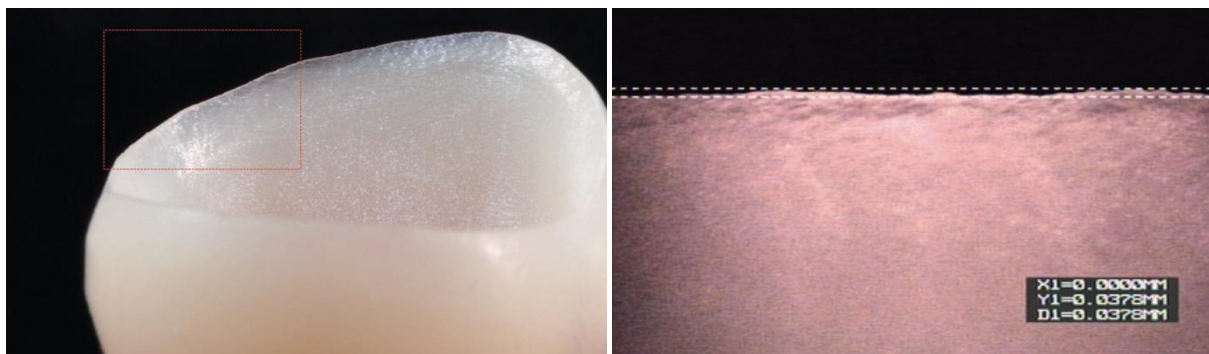
Cependant, leur résistance mécanique est inférieure à celle des vitrocéramiques et leur indication est limitée à des restaurations unitaires. Le module d'élasticité des blocs en composite est similaire voire inférieur aux valeurs décrites pour la dentine.

Leur usinabilité est facilitée par rapport aux blocs en céramique. En effet, la dureté relativement faible des blocs de résine composite permet de les usiner plus rapidement, sous leur forme définitive et,

contrairement aux vitrocéramiques, ils ne provoquent pas d'usure des fraises par arrachage des grains. En effet, les dépôts de polymères entre les grains des fraises d'usinage peuvent être éliminés lors de la désinfection des fraises dans un bac à ultra-son¹³.

Leur comportement plastique permet d'usiner des prothèses aux bords lisses sans chipping (cf. figure 12) et de très fine épaisseur contrairement aux vitrocéramiques (cf. figure 13). Les blocs en composite semblent donc particulièrement adaptés pour pratiquer une dentisterie minimalement invasive et esthétique en CFAO directe

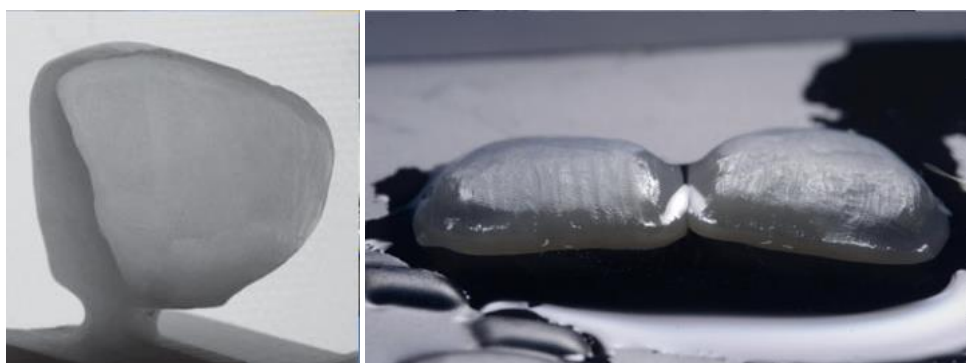
Figure 12 : Macro-photographie (à gauche) et micro-photographie (à droite) de la limite marginale d'une restauration réalisée en Cerasmart (composite nanochargée) par CFAO



Source : Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM

restorative materials », 2015.

Figure 13 : Photographies d'une facette en LavaUltimate (composite nanochargée) usinée par CFAO de 0,7 mm d'épaisseur



Source : Magne, « Non-invasive bilaminar CAD/CAM composite resin veneers : a semi-(in)direct approach »,

2017.

¹³ Chavali, Nejat, et Lawson, « Machinability of CAD-CAM materials ».

2.2.1.1 Les limites des blocs en résine composite

Toxicité

Contrairement à la composition de la majorité des céramiques, les composites présentent des molécules toxiques : les monomères résineux. Leur polymérisation incomplète, leur solubilité hydrique et leur faible résistance mécanique exposent au risque de relargage des monomères libres par élution mais également par usure des composites libérant ceux qui sont emprisonnés au sein du réseau de polymères.

L'attention se porte notamment sur le monomère Bisphénol A-glycidyl methacrylate (Bis-GMA) car son hydrolyse par les estérases salivaires libère une molécule structurellement apparentée au Bisphénol A (BPA). Ce phénomène ne pourrait possiblement se produire qu'après le relargage de monomères libres et donc en très faible quantité. Néanmoins par principe de précaution, il serait préférable de retirer le Bis-GMA de la composition des résines composites. Or il fait encore partie de la composition de certains composites à charges dispersées.

Stabilité colorimétrique

La stabilité colorimétrique des résines composites serait potentiellement moins bonne en comparaison avec les céramiques d'après Stawarczyk 2016¹⁴. Également, la qualité de surface est cliniquement satisfaisante mais moindre que celle des céramiques dont la brillance après glaçage leur donne un aspect particulièrement esthétique¹⁵.

Résistance mécanique limitée

Afin de garder des propriétés mécaniques favorables, le taux de charges dispersées ne peut pas excéder 60 % de la portion volumique maximum. Au-dessus de ce palier, des conséquences indésirables surviennent comme l'augmentation du nombre de défauts, la diminution de la résistance en flexion et de la ténacité¹⁶. Par cette limitation du taux de charge, leur résistance mécanique et donc leur indication clinique sont également limitées.

¹⁴ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

¹⁵ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials ».

¹⁶ Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

En résumé

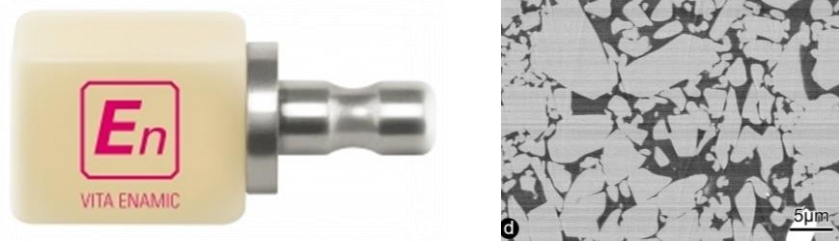
Les blocs de composites à charges dispersées sont une alternative esthétique et particulièrement adaptés en CFAO directe par rapport aux blocs en céramiques . En effet, leur usinage est rapide, ne provoque pas d'usure des fraises et se fait sous leur forme définitive.

Cependant, leur fabrication par malaxage de charges dispersées limite le taux en charge et de fait la résistance mécanique de ces blocs de composite. Leur indication est restreinte aux restaurations unitaires.

2.2.2 Les PICNs

Les Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network (PICN) sont une nouvelle classe de composites disponibles sous forme de bloc usinable par CFAO. Ils sont novateurs par leur microstructure car, contrairement aux composites à charges dispersées, la phase inorganique consiste en un réseau de vitrocéramique de type feldspathique imbriqué au réseau matriciel résineux¹⁷.

Figure 14 : Photographie d'un bloc de PICN (VitaEnamic, à gauche) et vue au microscope d'une coupe de PICN (à droite)



Della Bona, « Characterization of a Polymer-Infiltrated Ceramic-Network material », 2014.

2.2.2.1 Composition et procédé de fabrication

Le PICN actuellement commercialisé, VitaEnamic®, est composé de :

- un réseau organique continu de polymères polyacrylique en UDMA et TEGMA réticulés occupant 25 % de la portion volumique,
- un réseau inorganique continu en céramique feldspathique renforcée en alumine occupant 75 % de la portion volumique (Vita Mark II).

La fabrication des blocs en PICN se déroule en plusieurs étapes :

¹⁷ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

- Le frittage partiel d'une poudre de barbotine formant ainsi un volume de vitrocéramique poreux,
- Le traitement de surface du réseau inorganique obtenu par un agent de couplage (silane),
- L'infiltration du réseau inorganique par capillarité de monomères résineux,
- La polymérisation de la matrice organique résineuse sous Haute Pression/Haute Température (HP/HT).

Figure 15 : Bloc de vitrocéramique destiné à être préfritté (à gauche) puis infiltré par une phase résineuse (à droite)



Source : Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks », 2016.

Polymérisation sous Haute Pression et Haute Température

En plus de la haute température, la résine est polymérisée sous haute pression (jusqu'à 3000 bars pour les expérimentaux).

L'augmentation de la pression permet de :

- Réduire la distance intermoléculaire,
- Diminuer la portion de volume libre au sein de la matrice résineuse,
- Diminuer la rétraction de polymérisation¹⁸,
- Contrôler le stress interfacial,
- Améliorer la liaison charges/polymères.

L'augmentation de la température permet :

- L'augmentation de la mobilité des monomères¹⁹,
- L'augmentation de la réactivité de la polymérisation,
- L'augmentation du degré de conversion,
- Une meilleure homogénéité de polymérisation.

¹⁸ Nguyen et al.

¹⁹ Ferracane et Condon, « Post-cure heat treatments for composites ».

Ainsi, la polymérisation sous HP/HT permet de diminuer la toxicité des composites et d'augmenter la résistance mécanique des polymères en comparaison avec les composites photopolymérisés à pression terrestre et température ambiante²⁰.

2.2.2.2 Propriétés mécaniques du Vita Enamic

Le taux volumique en phase inorganique des PICNs est supérieur par rapport aux résines composites à charges dispersées obtenues par malaxage dont la portion volumique maximale critique est de 60 %. Ceci a des conséquences favorables directes sur la résistance mécanique des PICNs (tableau 1).

Tableau 1 : Représentation des conséquences favorables d'une augmentation de la portion volumique en charge des résines composites.

En augmentant la portion volumique en phase inorganique...	
... on augmente	... on diminue
✓ Module d'élasticité	✓ Rétraction de polymérisation
✓ Dureté	✓ Coefficient d'expansion thermique
	✓ Coefficient d'absorption hydrique et la solubilité hydrique

Source : Auteur, d'après Nguyen, « Nouveaux composites dentaires thermopolymérisés sous haute pression pour la CFAO », 2013.

Module d'élasticité

Le module d'élasticité de VitaEnamic a des valeurs comprises entre 16,4 et 29,1 GPa²¹. Il est significativement plus élevé que celui des composites à charges dispersées et plus faible que celui des vitrocéramiques²² (cf. tableau 2). Il est proche du module d'élasticité de la dentine et compatible avec celui des colles adhésives, entre 6,8 et 10,8Gpa²³. On attend ainsi une meilleure distribution des contraintes de mastication de la dent restaurée grâce à l'homogénéité des modules d'élasticité VitaEnamic/colles adhésives/dentines²⁴.

²⁰ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

²¹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer infiltrated ceramic network materials ».

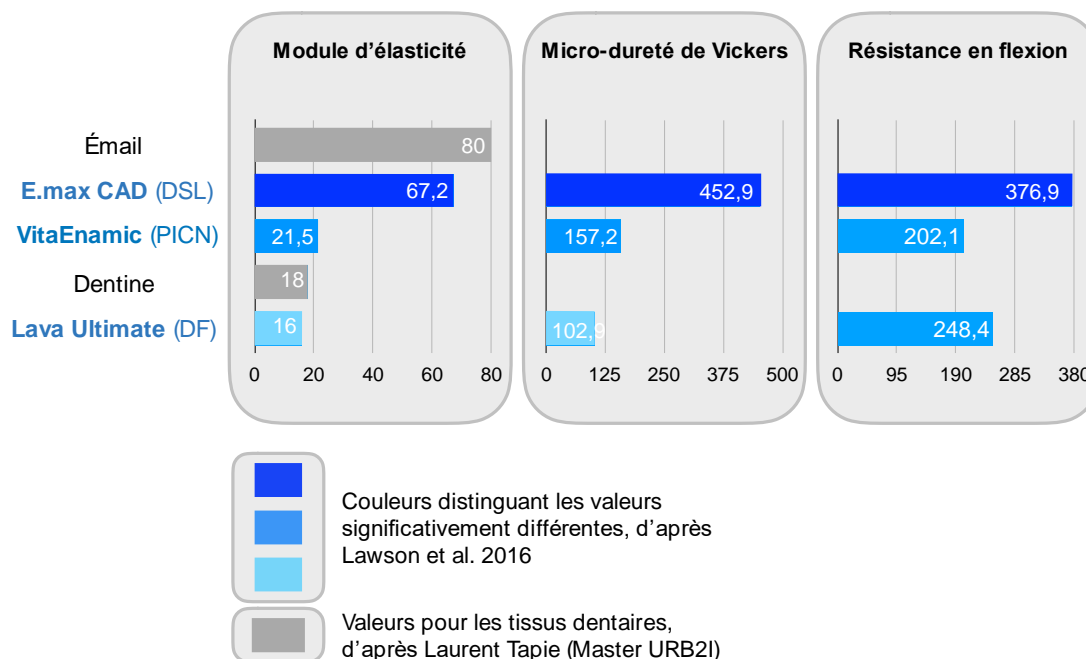
²² Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

²³ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer infiltrated ceramic network ».

²⁴ Ausiello et al., « Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations ».

Tableau 2 : Résistance en flexion, micro-dureté de Vickers et module d'élasticité de blocs CFAO commercialisés.

DSL = vitrocéramique renforcée en Disilicate de Lithium ; PICN = Polymer Infiltrated Ceramic Network ; DF = Dispersed Filler ou composites à charges dispersées.



Source : Auteur, 2019.

Dureté

L'augmentation de la phase inorganique, en comparaison avec les composites à charges dispersées, entraîne une augmentation de la dureté des PICNs. Celle-ci est similaire à la dureté de l'émail²⁵. On s'attend ainsi à ce que les PICNs s'usent de façon homothétique diminuant ainsi le risque potentiel d'usure des dents antagonistes²⁶. En un sens, il s'agit d'une forme de protection tissulaire des dents naturelles antagonistes²⁷.

Ceci est un avantage notable par rapport aux céramiques dentaires de dureté supérieure et dont les résultats in vitro montrent une tendance à user légèrement plus que l'émail. Aussi, les céramiques ne peuvent pas subir de déformation plastique de manière à s'adapter à l'occlusion²⁸.

Résistance mécanique

²⁵ Xu et al., « A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel ».

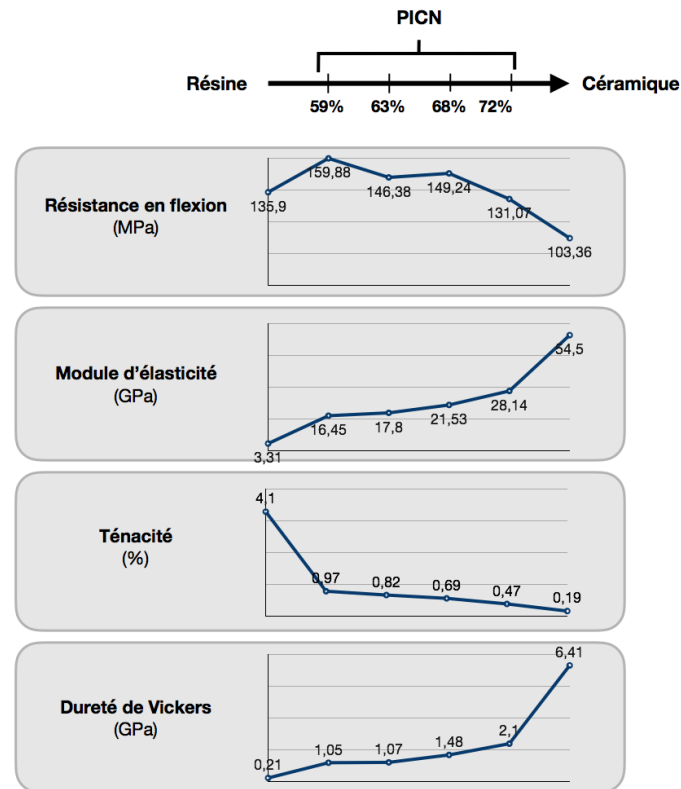
²⁶ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials ».

²⁷ Alberio et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer infiltrated ceramic network ».

²⁸ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

Il est intéressant de comparer ses propriétés mécaniques par rapport aux céramiques feldspathiques afin d'étudier l'effet de l'ajout d'une matrice résineuse (cf. tableau 3).

Tableau 3 : Graphique des valeurs obtenus à différents tests mécaniques en fonction du biomatériau en résine uniquement, en PICN de différentes portions volumiques en phase inorganique (PICN 59 %, 63 %, 68 %, 72 %), en céramique uniquement.



Source : Auteur, d'après Coldea et al. « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials », 2013.

L'infiltration de polymères au sein de la céramique feldspathique semble avoir un impact sur :

- La résistance en flexion et en compression qui est augmentée²⁹,
- Le module d'élasticité qui est réduit³⁰,
- La ténacité qui est augmentée³¹,
- La dureté qui est réduite³².

²⁹ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer infiltrated ceramic network material ».

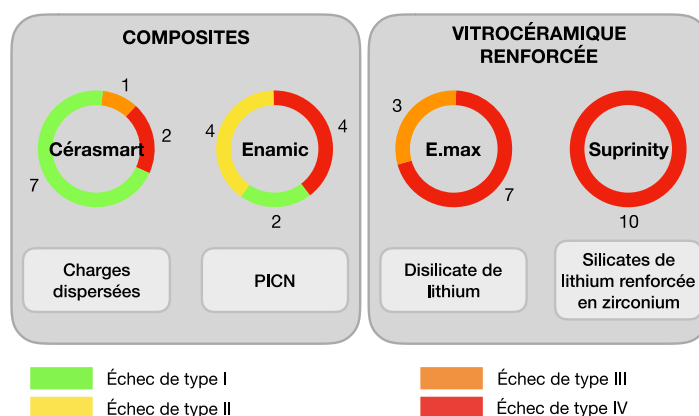
³⁰ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer infiltrated ceramic network materials ».

³¹ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer infiltrated ceramic network ».

³² Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer infiltrated ceramic network materials ».

En comparaison avec les vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium (e.max), la résistance mécanique de VitaEnamic est inférieure, notamment en terme de résistance en flexion et de dureté³³. Cependant, une récente étude in vitro³⁴ a répertorié les types d'échecs observés selon le biomatériau utilisé lors d'un test de résistance à la fracture sur des couronnes monolithiques de 2 mm d'épaisseur en occlusal collées sur un die en plastique. Et alors que le mode d'échec de l'e.max conduit systématiquement à des fractures catastrophiques (type III et IV selon la classification de Ellakwa et al.³⁵), elle sont majoritairement réparables pour VitaEnamic (cf. figure 16).

Figure 16 : Répartition des modes d'échec de groupes de 10 couronnes monolithiques unitaires en Cerasmart, en Vita Enamic, en e.max, en Suprinity



Source : Auteur, d'après Furtado de Mendonca et al., « Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations », 2018.

Également, en plus de leur bon module de Weibull, la microstructure particulière des PICNs avec son réseau inorganique continu permet une distribution du stress dans toutes les directions³⁶ participant ainsi à la résistance à la propagation de fractures³⁷ et à la bonne résistance à la fatigue de VitaEnamic.

2.2.2.3 Collage

³³ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer infiltrated ceramic network ».

³⁴ Furtado de Mendonca et al., « Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations ».

³⁵ Ellakwa, Martin, et Klineberg, « Influence of implant abutment angulations and two types of fibers on the fracture resistance of ceramag single crowns ».

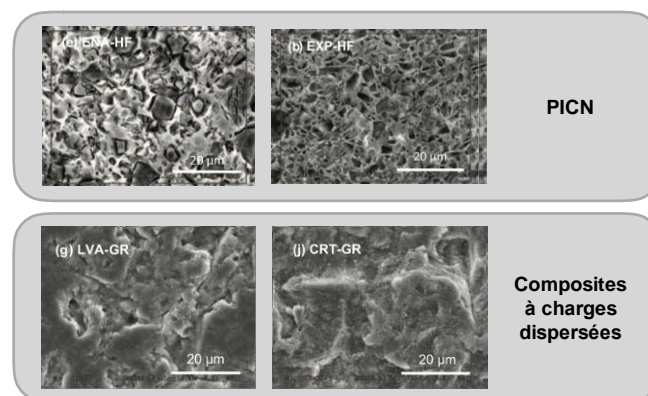
³⁶ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

³⁷ Furtado de Mendonca et al., « Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations ».

D'après une récente étude in vitro, la rugosité de surface obtenue par mordantage à l'acide fluorhydrique à 5 % pendant une minute permet d'obtenir de meilleures valeurs de résistance à la fracture à l'interface de collage par rapport au sablage³⁸.

Théoriquement, la surface résineuse exposée à l'intrados est compatible chimiquement avec les composites de collage. Cependant, le haut degré de conversion de la matrice sous HP/HT pose la question de la disponibilité en monomères libres pour assurer une liaison chimique PICN-composite de collage. L'application de silane permet la liaison à la phase inorganique qui est présente en grande proportion. Finalement, on obtient des résultats aux tests d'adhérences similaires à ceux de l'e.max et significativement supérieurs aux composites à charges dispersées³⁹. En effet, la microstructure originale des PICN leur confère après mordantage une rugosité de surface significativement supérieure, avec une microstructure en nid d'abeille correspondant au réseau polymère débarrassé du réseau céramique, microstructure qui favorise l'ancrage de la colle (cf. figure 17).

Figure 17 : Vue au microscope de la rugosité de surface de VitaEnamic (en haut à gauche) et d'un PICN expérimental (en haut à droite) après mordantage à l'acide fluorhydrique à 5 % pendant 60 secondes ; de LavaUltimate (en bas à gauche) et Cerasmart (en bas à droite) après sablage avec des particules d'alumine de 50 microns pendant 5 secondes



Source : Auteur, d'après Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach », 2018.

2.2.2.4 Usinage en CFAO directe

Les PICNs possèdent les mêmes facilités d'usinage que les composites à charges dispersées permettant ainsi de produire des prothèses fines en un temps relativement court (cf. figure 18).

³⁸ Eldafrawy et al., « Bonding to cad-cam composites ».

³⁹ Eldafrawy et al.

Figure 18 : Photographies d'une table tops en PICN (VitaEnamic) usinée en faible épaisseur (0,2 mm)



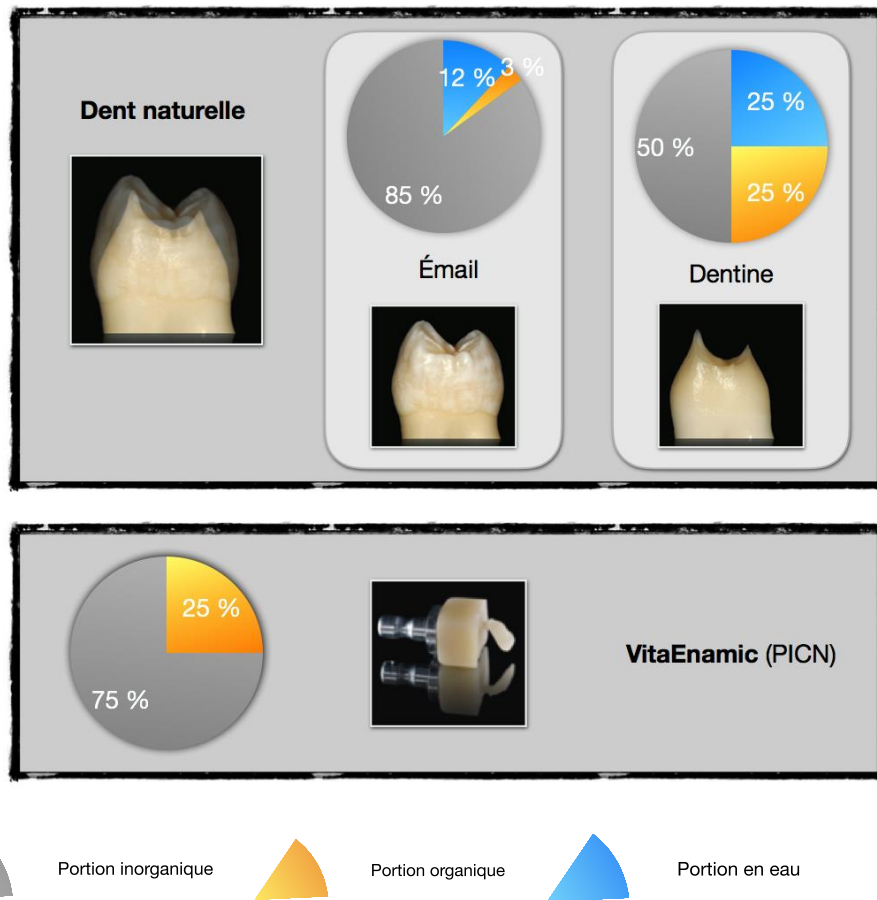
Source : Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks », 2016.

2.2.2.5 Biomimétisme

Les attentes de la communauté scientifique ne sont plus de disposer de matériau toujours plus résistant à des charges pourtant non admises dans la cavité orale. En effet, la réflexion se fait autour de la dent à restaurer avec la volonté de disposer d'un biomatériau qui s'intègre au sein des tissus dentaires naturelles, c'est-à-dire avec des propriétés mécaniques similaires, un biomimétisme structural avec un gradient dans les propriétés mécaniques ainsi que la reproduction de l'anisotropie amélaire et dentinaire.

Les PICNs présentent un module d'élasticité et une dureté proche de celle de la dent naturelle. De la même façon que l'émail et la dentine, ils sont hybrides avec 75 % en volume de matière inorganique et 25 % de matière organique (cf. figure 19).

Figure 19 : Schéma des portions volumiques inorganique, organique et en eau de l'émail, de la dentine et de VitaEnamic

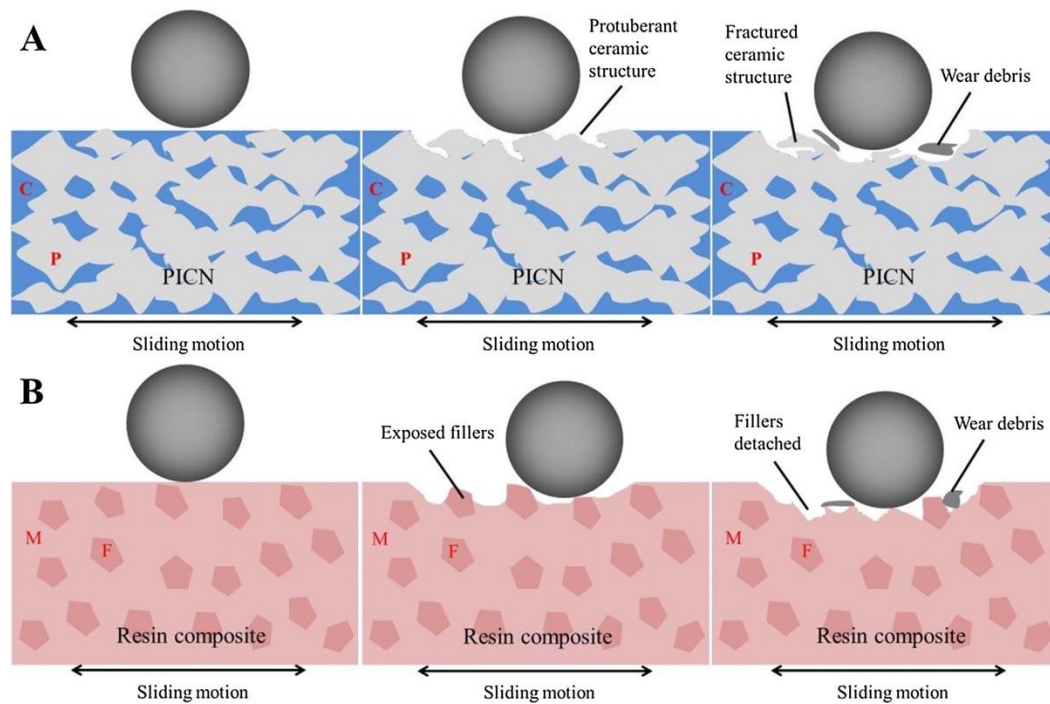


Source : Auteur, d'après Bazos et Magne, « Bio-Emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach ; structural analysis », 2011 et Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks », 2016.

Les PICNs résistent au développement de fractures grâce aux cous de céramique pré-frittée et au réseau de polymères résineux. De façon similaire, l'émail empêche la propagation des fissures par déviation grâce à la décussation prismatiques et par absorption des contraintes grâce au différentiel du module d'élasticité du ciment protéique. En ce sens, la structure des PICNs permet de reproduire en partie l'anisotropie amélaire ce qui leur procure une certaine ténacité.

Également, Xu et al. 2017 ont étudié le mécanisme d'usure des PICNs. Il est intéressant de constater que le mode d'usure peut s'apparenter à celui de l'émail. En effet, l'usure préférentielle des espaces inter-prismatiques finit par provoquer la fracture en surface des prismes dépourvus de leur ciment protéique. D'après cette étude in vitro, le schéma d'usure de VitaEnamic suivrait le même procédé contrairement aux résines composites à charges dispersées (figure 20).

Figure 20 : Représentation schématique de l'usure et du procédé et dégradation de VitaEnamic (en A) et de résine composite à charges dispersées (en B). En A : le C désigne la portion résineuse et le P désigne la portion inorganique. En B : M désigne la matrice organique et F désigne les charges dispersées.



Source : Xu et al., « A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel », 2017.

2.2.2.6 Les limites

La liaison siloxane entre les réseaux de polymères et de céramique

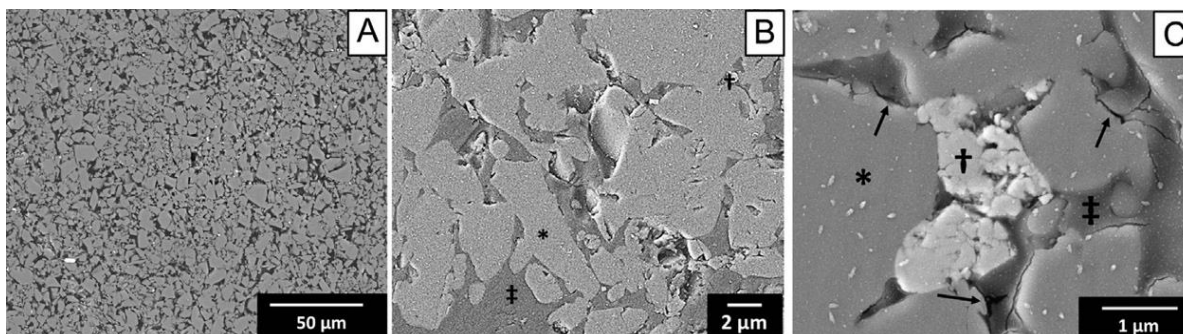
Comme tous les matériaux composites, une des limites de VitaEnamic est la qualité de la liaison entre le réseau de polymère et le réseau de céramique feldspathique par l'intermédiaire du silane. Plusieurs auteurs ont mis en évidence la présence de microfractures aux interfaces résine/céramique^{40,41} au sein des blocs CFAO commercialisés (cf. figure 21). Une des conséquences est l'apparition de fissures additionnelles le long de l'interface résine/céramique lors de la propagation de fissure⁴².

⁴⁰ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer infiltrated ceramic network material ».

⁴¹ Della Bona, Corazza, et Zhang.

⁴² Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

Figure 21 : Vue au microscope d'une coupe de VitaEnamic. Les microfractures situées aux interfaces de des réseaux sont mis en évidence par les flèches noires



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

L'état de surface

D'après He et Swain 2011⁴³, la perte de certaines particules de céramique lors du fraisage pourrait être à l'origine d'une irrégularité de surface. La présence de défauts aux interfaces résine/céramique entraîne une altération des propriétés optiques des PICNs. La dissociation superficielle de ces deux phases entraîne une rugosité de surface prenant alors un aspect crayeux⁴⁴. Au vu du mécanisme d'usure décrit par Xu et al. 2017, elle pourrait également avoir lieu lors de l'usure des PICNs.

La toxicité

Le monomère majoritaire de VitaEnamic est l'UDMA et semble être la solution alternative de choix au Bis-GMA. En effet, l'UDMA, bien qu'il s'agisse également d'un monomère toxique⁴⁵, a une haute capacité de réticulation par polymérisation sous HP/HT⁴⁶, ce qui constitue un élément de réponse au problème de toxicité des résines composites par élution des monomères libres.

En revanche, VitaEnamic présente également du triéthylène glycol diméthacrylate, ou TEGMA, monomère reconnu pour ses propriétés toxiques notamment sur les cellules pulpaire et pour favoriser la croissance bactérienne^{47,48,49}.

À la différence de l'UDMA, le TEGMA possède :

- d'une part, un nombre inférieur de doubles liaisons réduisant alors son potentiel de réticulation (cf. figure 22);

⁴³ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

⁴⁴ Facenda, Borba, et Corazza, « A literature review on the new polymer infiltrated ceramic network material (PICN) ».

⁴⁵ Sideridou I. D. et Achilias D. S., « Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC ».

⁴⁶ Phan et al., « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release ».

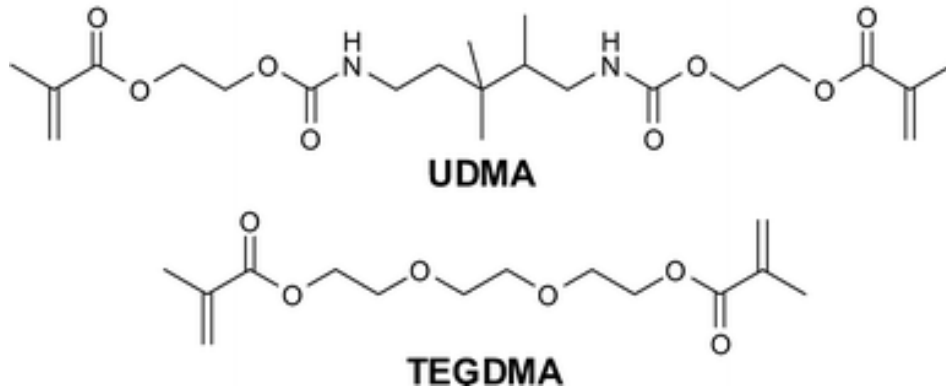
⁴⁷ Janke et al., « TEGMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts ».

⁴⁸ Lefevre et al., « TEGDMA induces mitochondrial damage and oxidative stress in human gingival fibroblasts ».

⁴⁹ Sideridou I. D. et Achilias D. S., « Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC ».

- d'autre part, un poids moléculaire plus faible facilitant la mobilité des monomères libres au sein du réseau de polymères.

Figure 22 : Structure des monomères UDMA et TEGDMA



Source : « Royal Society of Chemistry ».

Limitation du taux volumique de charge inorganique

Nous avons vu que le module d'élasticité de VitaEnamic est proche de celui de la dentine. Afin d'obtenir des valeurs similaires à celle de l'émail, il conviendrait d'augmenter la portion volumique en céramique. Cependant, la diminution en volume et en épaisseur du réseau résineux en dessous d'un certain pallier rend le composite insensible au matériel d'infiltration et au modification de formes⁵⁰. En d'autres termes, si la portion organique est trop faible, elle devient négligeable et le composite se comportera comme la matériau majoritaire, perdant ainsi ses propriétés hybrides. Ceci fixe une limite de la capacité à augmenter la portion volumique en céramique et donc les propriétés mécaniques des PICNs tout en profitant de la flexibilité du réseau résineux. A cela, nous allons voir que les PICNs expérimentaux, avec une densité du réseau inorganique graduée, constituent un élément de réponse.

2.2.2.7 Les PICNs expérimentaux

Des innovations sur la composition et le procédé de fabrication des PICNs ont permis d'augmenter leurs propriétés biomécaniques et leur biomimétisme. D'une part, la polymérisation sous HP/HT d'UDMA aboutit à des résultats mécaniques et biologiques excellents. D'autre part, l'innovation du procédé de fabrication du réseau inorganique permet d'obtenir des blocs à la densité et aux propriétés mécaniques graduées.

⁵⁰ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

Matrice en UDMA

Le monomère UDMA réagit particulièrement bien à la thermopolymérisation sous haute pression et haute température⁵¹. Une très faible concentration d'initiateurs permet d'obtenir d'excellents résultats en termes de degré de conversion et de viscoélasticité⁵². Après polymérisation, il présente à lui seul des propriétés mécaniques supérieures à celles des composites disponibles sur le commerce (Vita Enamic y compris)⁵³.

En augmentant les propriétés mécaniques de la phase résineuse, on peut s'attendre à :

- une optimisation de la transmission des contraintes entre les deux réseaux,
- une diminution du phénomène d'usure des résines composites.

Finalement, la résistance en flexion de certains PICNs expérimentaux fabriqués par slip casting peut aller jusqu'à 305,2 MPa soit des valeurs proches de celles de l'e.max (vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium) actuellement commercialisé (cf. figure 23).

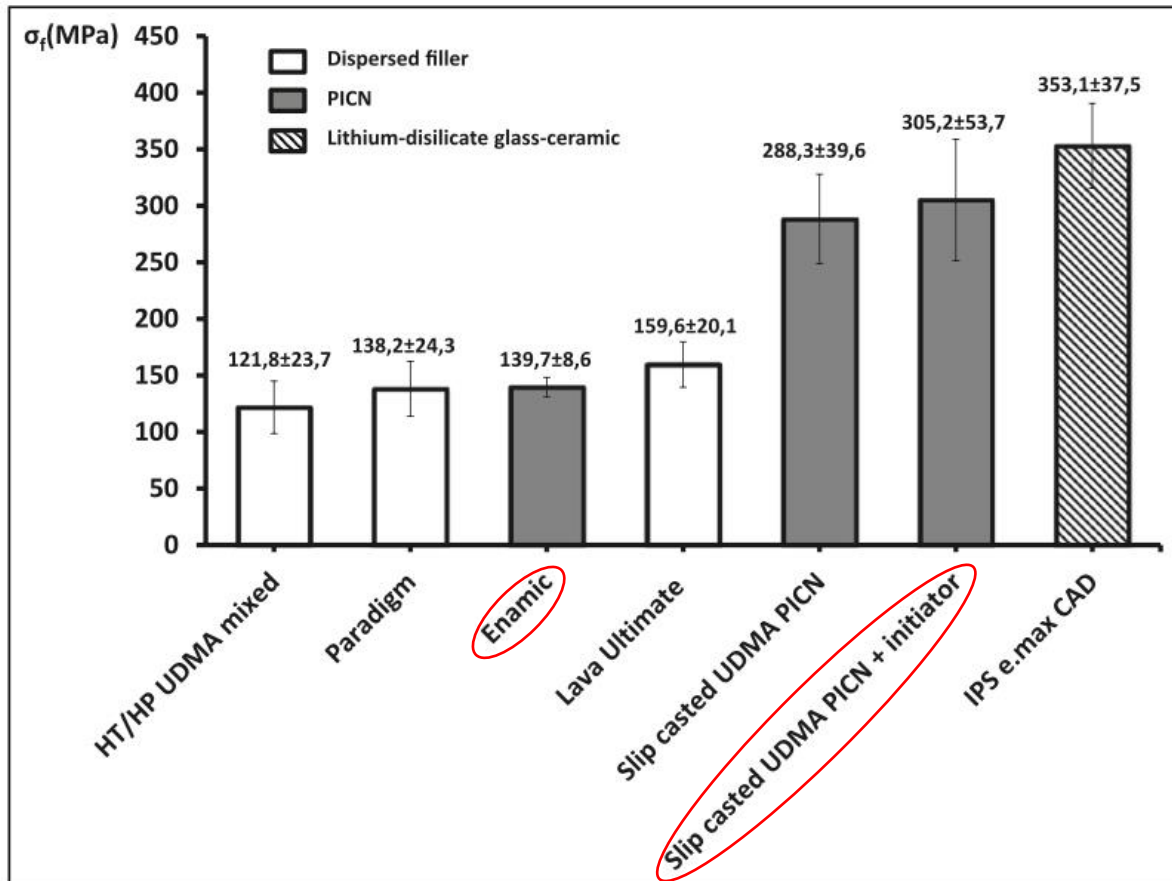
⁵¹ Phan et al., « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release ».

⁵² Béhin et al., « Dynamic mechanical analysis of high pressure polymerized urethane dimethacrylate ».

⁵³ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

Figure 23 : Résistance en flexion des biomatériaux de restauration dentaire commercialisés et expérimentaux

σ_f = résistance en flexion ; « Dispersed filler » = composite à charges dispersés commercialisés (« Paradigm », « Lava Ultimate ») et expérimental (« HT/HP UDMA mixed ») ; PICN commercialisé (« Enamic ») et expérimentaux (« Slip casted UDMA PICN +/- initiator ») ; « Lithium-disilicate glass-ceramic » = vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium commercialisé (« IPS e.max CAD »)



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

Des études in vitro sur des PICNs expérimentaux composés d'une matrice en UDMA polymérisée sous HP/HT donnent de bons résultats en termes de biocompatibilité. En effet, le développement, la prolifération et l'adhésion des kératinocytes gingivaux ont lieu à la surface des PICNs de façon quantitativement similaire par rapport à l'e.max⁵⁴.

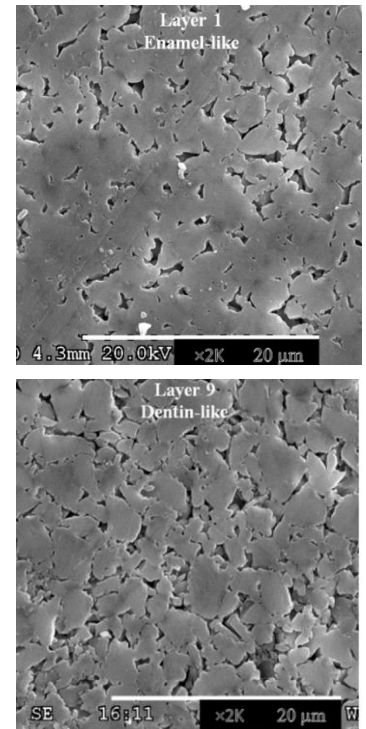
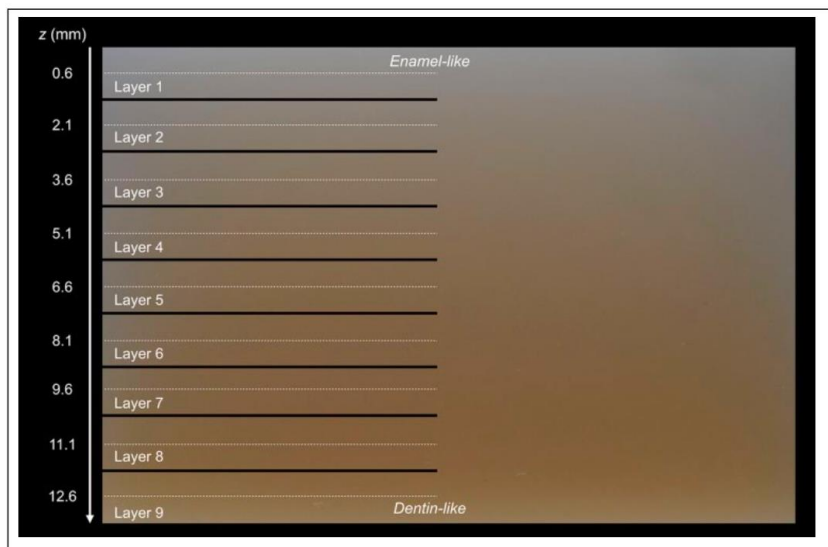
PICNs expérimentaux biomimétiques avec un gradient des propriétés mécaniques

Un nouveau protocole de fabrication permet d'obtenir un réseau inorganique poreux continu avec un gradient vertical en densité (cf. figure 24). Un récent article présente ce bloc de PICN appelé

⁵⁴ Grenade et al., « Biocompatibility of polymer infiltrated ceramic network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ».

« Functionally Graded Polymer-Infiltrated Ceramic-Network » ou FG-PICN⁵⁵. Il possède des propriétés mécaniques et optiques différentes selon la couche de bloc concernée. La première couche de 1,2mm présente un taux volumique en charge inorganique moyen de 82,4 % proche du taux volumique décrit pour l'émail et ainsi qu'une dureté similaire. La dernière couche de 1,2mm, avec taux volumique en charge diminuée à 72 %, présente des valeurs de module d'élasticité et de dureté proches de celles de la dentine.

Figure 24 : Photographie d'une coupe d'un bloc de FG-PICN (à gauche) et microphotographies de la couche 1 mimant l'émail (en haut) et couche 9 mimant la dentine (en bas)



Source : Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks », 2018.

Cette graduation de la densité du réseau inorganique permet d'augmenter en surface le module d'élasticité (41,2GPa) tout en conservant en profondeur de la flexibilité du réseau résineux et sa résistance en flexion (372,7 MPa).

A ce jour, les FG-PICN sont les seuls biomatériaux, potentiellement commercialisables et compatibles pour un usage un CFAO directe, mimant le gradient des propriétés biomécaniques de la dent naturelle. On peut attendre de ces blocs de FG-PICNs une meilleure résistance mécanique et intégration à la denture naturelle par rapport au PICN, tout en gardant une facilité d'usage et de mise en œuvre en CFAO directe.

⁵⁵ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

3 Applications cliniques des PICNs

3.1 Indications courantes

Les PICNs sont indiqués pour la réalisation de restaurations adhésives unitaires monolithiques tels que inlay, onlay, couronne en secteurs antérieur et postérieur.

3.2 Indications spécifiques

3.2.1 Les lésions d'usure

Les lésions d'usure amènent fréquemment à une situation clinique inconfortable pour le praticien car dans un certain nombre de cas l'espace prothétique est faible voire nul du fait de l'égression alvéolo-dentaire de compensation (cf. figure 25).

Figure 25 : Photographies dento-gingivales (en a) et des arcades dentaires (en b) avant réhabilitation prothétique d'un patient de l'étude atteints de lésions d'usures



Source : Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks », 2016.

Le traitement passe notamment par la réalisation de fines prothèses unitaires collées sur des zones dentaires exposées à de fortes contraintes (faces occlusales en secteur postérieur, faces palatines des incisives maxillaires). Or, la résistance à la fatigue in vitro des composites CFAO est supérieure par rapport aux vitrocéramiques pour ce type de prothèse⁵⁶. Les PICNs constitueraient donc une alternative intéressante aux céramiques dont l'usinage en très fine épaisseur expose à un risque accru d'échec par chipping et leur collage en fine épaisseur sur des surfaces dentinaires expose au risque accru de fracture prothétique. Plusieurs publications de cas cliniques expriment cette volonté de toucher le moins possible au substrat dentaire et les praticiens ont réhabilité leur patient atteint de lésions d'usure avec des composites en mettant en avant la finesse de leur prothèses^{57,58}. Un des avantages est la compatibilité avec une dentisterie non-invasive plutôt que minimalement invasive.

Figure 26 : Photographies dento-gingivale et des arcades dentaires après réhabilitation prothétique (couronnes, table tops et facettes palatines en VitaEnamic ; facettes vestibulaires en E.max ; restauration en composite directe des incisives et canines mandibulaires)



Source : Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks », 2016.

⁵⁶ Magne et al., « In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers ».

⁵⁷ Schlichting et al., « Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers ».

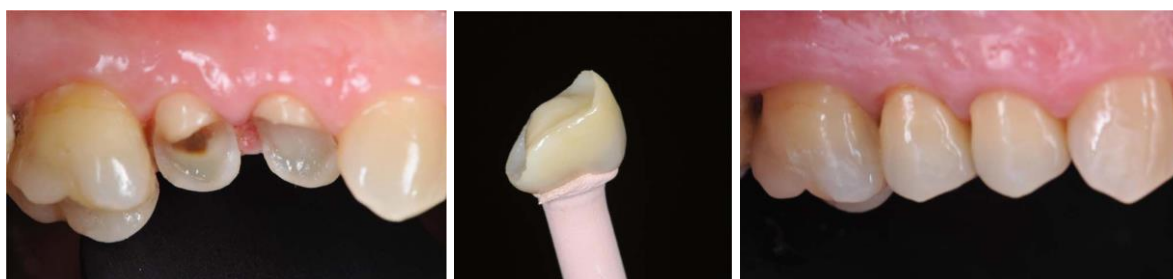
⁵⁸ Del Curto, Saratti, et Krejci, « CAD/CAM-based chairside restorative technique with composite resin for full-mouth adhesive rehabilitation of excessively worn dentition ».

3.2.2 Les dents fragilisées dépulpées

Le traitement des dents traitées endodontiquement et présentant une perte tissulaire importante est traditionnellement mené par le moyen d'un ancrage mécanique intra-radulaire. Seulement, les préparations dentaires sont particulièrement délabrantes et la ré-intervention risquée voire inenvisageable si la racine a cédé aux contraintes mécaniques exercées par l'inlay-core.

Les PICNs ont un fort potentiel de collage aux tissus dentaires ce qui permet de l'indiquer pour des restaurations adhésives au design non rétentif. Leur compatibilité en terme de module d'élasticité avec la dentine et les composites de collage permet une répartition homogène des forces occlusales.

Figure 27 : Photographies de préparation dentaire (à gauche), de l'endocouronne en e.max avant (au milieu) et après collage (à droite)



Source : Belleflamme et al., « No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth : An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases », 2017.

Ces propriétés sont favorables pour la réalisation de couronne collée directement sur la dent dépulpée sans ancrage radulaire, ou endocouronne. Une étude clinique rétrospective réalisée à l'université de Liège rapporte un taux de survie cliniquement excellents pour ce type de prothèse⁵⁹ qui est une alternative intéressante aux couronnes scellées sur inlay-core. L'avantage des composites par rapport aux céramiques est leur résistance à la fatigue pour ce type de restauration⁶⁰ ainsi qu'une ré-intervention plus aisée.

⁵⁹ Belleflamme et al., « No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth ».

⁶⁰ Magne et Knezevic, « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars ».

3.2.3 La mise en charge immédiate en prothèse implanto-portée

La méthode traditionnelle de restauration d'un édentement par prothèse implanto-portée nécessite de nombreuses étapes cliniques qui correspondent successivement à :

- Attendre la cicatrisation osseuse à la suite d'une d'extraction (période minimale de 3 mois),
- Assurer l'ostéo-intégration de l'implant (période minimale de 3 mois),
- Guider la morphologie gingivale (période minimum de 15 jours),
- Effectuer les étapes prothétiques (empreintes, essais cliniques avant cuisson),
- Mettre en place la prothèse implanto-portée fonctionnelle.

En fonction de la situation clinique, ce nombre d'étapes peut être diminué ce qui est d'emblée plus confortable pour le patient. C'est le cas notamment pour la mise en charge prothétique immédiate : le jour de la pose implantaire a lieu également la pose de la couronne. Si cette méthode est connue pour des prothèses provisoires en sous-occlusion, les PICNs offre la possibilité de réaliser en CFAO directe une prothèse unitaire postérieure d'usage immédiatement mise en charge et en occlusion : ce nouveau protocole baptisé « One tooth- One time » (1T1T) a récemment été développé par Lambert & Mainjot⁶¹ et est au stade de l'étude (cf. figure 28).

Figure 28 : Photographies d'un cas clinique de réhabilitation implantaire d'un édentement unitaire par absence de 36, avant la pose d'implant (à gauche) et après la mise en charge avec une couronne en VitaEnamic usinée par CFAO (à droite)



Source : Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) : A straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region », 2017.

⁶¹ Lambert et Mainjot, « One-tooth one-time (1T1T) ».

Ostéo-intégration implantaire

La cicatrisation osseuse est favorisée par un environnement biomécanique favorable. Les deux causes majeures d'échec sont la présence d'un site osseux non cicatrisé ou endommagé⁶² et la surcharge occlusale. De faibles forces mécaniques stimuleraient la cicatrisation osseuse péri-implantaires⁶³. En revanche, si de fortes contraintes occlusales mécaniques, le risque encouru est de traumatiser l'os environnant et d'aboutir à une lyse osseuse péri-implantaire⁶⁴. Grâce à sa résilience et sa microstructure, les PICNs pourraient diminuer la part des forces occlusales transmises à l'implant, et donc à l'os environnant, en absorbant et distribuant de façon homogène et multi-directionnelle les contraintes mécaniques restantes.

Charge bactérienne

Le nombre de manipulations au niveau de l'implant est diminué par rapport au protocole classique, ce qui réduit de façon significative le risque de contamination bactérienne de la connectique implantaire. Ceci constitue un des facteurs de risque des péri-implantites, causes d'échec connues et répandues des thérapeutiques implantaires. La mise en charge immédiate des PICNs par CFAO directe permet de réduire au maximum ce risque de contamination bactérienne et réduit, théoriquement, le risque de péri-implantite.

Biocompatibilité

Les tissus mous ont un rôle protecteur contre la contamination bactérienne de l'implant. En effet, ils constituent une barrière entre l'environnement oral bactérien d'une part et l'environnement sous-gingival, d'autre part. Les PICNs possèdent un degré de conversion très élevé grâce à la polymérisation sous HP/HT de la matrice résineuse. En conséquence, le phénomène d'élution des monomères libres toxiques peut être réduit voir négligeable⁶⁵. Biologiquement, l'adhésion et la prolifération de kératinocytes gingivaux est possible à la surface de PICNs expérimentaux avec une matrice en UDMA. On observe même une biocompatibilité similaire en terme de survie cellulaire avec l'e.max⁶⁶.

Couronne supra-implantaire monolithique en PICN

Comme décrit précédemment, elles ne sont pas exposées au risque de délamination contrairement aux prothèses stratifiées. De plus, les couronnes supra-implantaires en composite CFAO semblent posséder une bonne résistance à la fatigue⁶⁷.

⁶² Brunski, « In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface ».

⁶³ Barndt, Zhang, et Liu, « Immediate loading ».

⁶⁴ Mellal et al., « Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data ».

⁶⁵ Barndt, Zhang, et Liu, « Immediate loading ».

⁶⁶ Grenade et al.

⁶⁷ Bonfante et al., « Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns ».

3.3 Études cliniques publiées sur VitaEnamic

Plusieurs articles sur le comportement in vivo sont disponibles dans la littérature scientifique. La majorité d'entre elles sont des cas cliniques mais quelques études cliniques sont également disponibles.

3.3.1 Articles de cas cliniques

Voici une énumération non exhaustive des cas cliniques qui ont fait l'objet d'article dans des revues scientifiques (cf. tableau 5).

Tableau 4 : Articles de cas clinique avec VitaEnamic selon leur année de publication, auteurs, cas clinique, prothèses réalisées et intérêts exprimés par les auteurs pour VitaEnamic

Année, Auteurs	Cas clinique	Prothèses réalisées	Intérêts exprimés pour Enamic
2013, Dirxen et al.	Lésions d'usure sévères (reflux gastro-oesophagien)	14 couronnes postérieures de 0,5 à 1,5mm d'épaisseur	<ul style="list-style-type: none"> - Dentisterie non invasive - Diminuer le risque d'usure potentiel des dents antagonistes par rapport aux vitrocéramiques
2014, Peampring et Chaimongkon	Lésions d'usure sévères (natation dans une piscine acide)	10 couronnes antérieures	<ul style="list-style-type: none"> - Dentisterie non invasive - Diminuer le risque de chipping par rapport aux vitrocéramiques
2016, Selz et al.	Réhabilitation orale complexe	7 couronnes postérieures maxillaires	<ul style="list-style-type: none"> - Utiliser le circuit CFAO exclusivement - Restaurer rapidement l'arcade maxillaire selon les demandes du patient - La capacité d'absorption des contraintes face à des prothèses implanta-portée
2016, Bilgin et al.	Restauration après pulpotomie d'une dent temporaire	Endocouronne	<ul style="list-style-type: none"> - Répondre à la demande esthétique - Diminuer le risque d'usure de la dent temporaire antagoniste - Propriétés mécaniques proche de la dent naturelle
2018, Dano et al.	Implant en place d'une molaire mandibulaire (46)	Couronne implanto-portée	<ul style="list-style-type: none"> - Possibilité de mise en charge immédiate - Utilisation de la CFAO directe

Source : Auteur.

Parmi ces publications, aucun échec n'a été reporté. Cependant, pour la majorité d'entre elles, le recul clinique est très court (de 6 mois à 1 an voire 1 mois pour la plus récente). Seuls Selz et al. ont réévalué

leurs prothèses à 3 ans avec un résultat clinique très satisfaisant (cf. figure 29). Il convient de préciser que seuls deux de ces papiers décrivent le traitement de surface prothétique. Dans Peampring et al. l'intrados est mordancé à l'acide fluorhydrique, rincé, séché, silanisé avant collage. A l'inverse, dans Dirxen et al. ils réalisent un sablage avec des particules d'alumine à 50 microns, la mise en place d'Optibond puis de variolink à la microbrush avant collage.

Figure 29 : Photographie intra-orale occlusale 3 ans après collage des 7 couronnes postérieures en VitaEnamic (17, 16, 15, 14, 24, 25, 26)



Source : Selz et al., « Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials : a case report and 3-year follow up », 2016.

3.3.2 Articles d'études cliniques sur cohorte

Voici une énumération des articles d'étude clinique sur VitaEnamic publiées dans des revues scientifiques (cf. tableau 6).

Tableau 5 : Articles d'étude clinique sur VitaEnamic selon leurs : année de publication, auteurs, type d'étude clinique, prothèse étudiée, durée, objectifs et échecs reportés

Année, Auteurs	Étude clinique (critère d'évaluation)	Prothèses étudiées	Durée	Objectifs de l'étude	Échecs reportés
2016, Chirumilla et al.	Étude comparative prospective (mCDA)	36 couronnes postérieures scellées ou collées	2 ans	<ul style="list-style-type: none"> - Apprécier les performances in vivo d'Enamic pour cette indication - Comparer l'influence du type de matériau d'assemblage (colle auto-adhésive ou un ciment de scellement) 	<ul style="list-style-type: none"> - Décollement d'une couronne scellée - Persistance de symptômes pulpaux sur dent fissurée
2017, Lu et al.	Étude prospective (USPHS)	65 endocouronnes postérieures en Enamic et 29 en Vitamark II	1 an	<ul style="list-style-type: none"> - Apprécier les performances in vivo d'Enamic pour cette indication, - Comparer son taux de réussite par rapport à VitamarkII 	<ul style="list-style-type: none"> - Décollement - Fracture
2018, Spitznagel et al.	Étude prospective (USPHS)	79 inlays et overlays	3 ans	<ul style="list-style-type: none"> - Évaluer le comportement in vivo de VitaEnamic - Pouvoir comparer les résultats obtenus avec ceux d'autres biomatériaux 	<ul style="list-style-type: none"> - Fracture d'un inlay (à 19,4 mois) - Fracture de deux overlays (à 23,9 mois et 28,9 mois respectivement)

Source : Auteur.

Figure 30 : Photographies intra-orales d'une dent traitée endodontiquement très délabrée (à gauche) restaurée par une endocouronne en Enamic (à droite)



Source : Lu et al., « A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system », 2017.

Les résultats de ces études cliniques sont encourageant et les PICNs semblent être une solution cliniquement satisfaisante pour la réalisation de prothèse monolithique unitaire.

La majorité de ces études cliniques évaluent VitaEnamic pour des indications courantes (inlay, overlay, couronnes) et dans des situations cliniques favorables (patients en bonne santé, absence de

parafonction, absence de maladie parodontale etc.). Il semblerait que ce choix ait été fait afin de pouvoir comparer ensuite les résultats obtenus avec ceux d'autres biomatériaux. Pourtant, au vu de la disparité de design des études cliniques, aucune comparaison ne peut être faite⁶⁸. En effet, ces trois études cliniques décrites ci-dessus utilisent des tables d'évaluation nationale voire régionale (USPHS, mCDA) alors que de nouveaux critères standardisés ont été approuvés par le comité scientifique de la Fédération Dentaire Internationale (FDI) en 2008⁶⁹.

En résumé

Plusieurs articles sur le comportement in vivo de VitaEnamic ont été publiés à ce jour. La majorité d'entre elles sont des cas cliniques où les praticiens choisissent VitaEnamic pour une indication clinique spécifique (lésions d'usure, pédodontie etc.).

A l'inverse, les études cliniques publiées jusqu'à présent semblent aborder une démarche plutôt comparative pour des indications courantes (inlay, onlay, couronne).

Ainsi, il y a un manque en étude clinique évaluant le comportement in vivo des PICNs pour des indications courantes et spécifiques sur un échantillon de restaurations suffisant et selon des critères internationaux standardisés.

⁶⁸ Fron Chabouis, Smail Faugeron, et Attal, « Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays ».

⁶⁹ Hickel et al., « FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples ».

4 : Étude clinique rétrospective et prospective des restaurations unitaires en PICN réalisées par technique CFAO directe entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège

4.1 OBJECTIFS :

Les objectifs de la présente étude sont de :

- Caractériser le comportement des restaurations réalisées en PICN (VitaEnamic) par CFAO à l'Université de Liège entre 2014 et 2018,
- Évaluer le taux de survie et le taux de succès de ces restaurations,
- Évaluer le taux de satisfaction des patients,
- Analyser l'influence de facteurs de risque cliniques,
- Analyser l'influence du type de restauration.

4.2 MATÉRIELS ET MÉTHODES :

4.2.1 Design de l'étude

Cette étude monocentrique rétrospective et prospective observationnelle a été menée sur des patients traités avec des restaurations en PICN (VitaEnamic) réalisées par CFAO directe (Omniscam et système Cerec 4, Dentsply Sirona) entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège (ULg). Ces restaurations ont été placées par des étudiants de dernière année et des dentistes spécialistes en prothèse. L'étude a été approuvée par le Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire de l'Université de Liège (numéro b707201835507, référence 2019/29). Aucun critère spécifique d'inclusion ou d'exclusion n'a été défini.

Parmi les 110 patients contactés, 59 d'entre eux ont donné leur consentement éclairé après avoir été informé des objectifs de l'étude.

Au préalable, le dossier clinique, les empreintes optiques et, lorsque possible, les photos prétraitements de chaque patient ont été collectées. Après analyse des modèles numériques (préparation dentaire et prothèse virtuelles), les restaurations ont été classées selon 8 types de restaurations détaillés ci-après (« Paramètres liés à la restauration »).

Une enquête de satisfaction globale a été menée à l'aide d'un questionnaire écrit de cinq questions générales (annexe 1).

Deux opérateurs indépendants ont évalué les restaurations en se basant sur les critères établis par la Fédération Dentaire Internationale (FDI)⁷⁰ et ont récolté des données cliniques complémentaires (occlusion, parafonction, nature et type de l'antagoniste, clichés photographiques et radiologiques).

4.2.2 Évaluation clinique des restaurations

Critères FDI

Cette classification comprend 16 items répartis selon trois aspects. Un aspect fonctionnel (items 1 à 4), esthétique (items 5 à 10) et biologique (items 11 à 16). Les scores vont de 1 à 5 pour chaque item (annexe 2). On considère que la restauration prothétique est cliniquement satisfaisante pour des scores allant de 1 à 3 et cliniquement insatisfaisante mais réparable pour un score de 4. Le remplacement de la restauration (score 5) a été défini comme un échec.

Formation des évaluateurs

Les deux opérateurs indépendants sont des étudiantes pré-graduées formées sur e-calib (www.e-calib.info). Elles étaient sous la supervision d'une tierce personne, également formée sur e-calib, présente pour départager en cas de divergence aberrante entre les scores^{71,72}.

Données cliniques complémentaires

Des photographies du sourire, dento-gingivales avec écarteur (en occlusion : de face, latérales droite et gauche), des arcades maxillaire et mandibulaire (avec et sans mise en évidence des points de contact), dentaires (vues occlusale et vestibulaire de la dent restaurée) ont été prises.

Des radiographies rétro-alvéolaires ont été réalisées pour chaque patient.

4.2.3 Paramètres liés au patient

La présence de parafonctions de type bruxisme a été répertoriée selon les critères de l'American Academy of Sleep Medicine lorsque les deux points suivants étaient positifs :

- Questionnement oral : Savez-vous si vous faites du bruxisme ? Est-ce que vous serrez/grincez les dents en journée ? Vous a-t-on déjà dit que vous claquiez des dents la nuit ? Est-ce que vous avez régulièrement des douleurs aux articulations/muscles des mâchoires au réveil ?
- Observation clinique : le patient possède des facettes d'attrition dentaires.

⁷⁰ Hickel et al.

⁷¹ Sarrett, « Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations ».

⁷² Hickel et al., « Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials ».

Il a été demandé aux bruxeurs s'ils possèdent une gouttière et s'il la porte ou pas.

Les types d'occlusion statique (classe d'Angle, surplomb ou béance antérieure, inversé d'articulé) et dynamique (fonction canine ou de groupe en latéralité) ont été collectés.

4.2.4 Paramètres liés à la dent

Les paramètres liés à l'arcade concernée (maxillaire ou mandibulaire), au type de dent (antérieure ou postérieure), à la nature du support (dent, implant) ont été relevés.

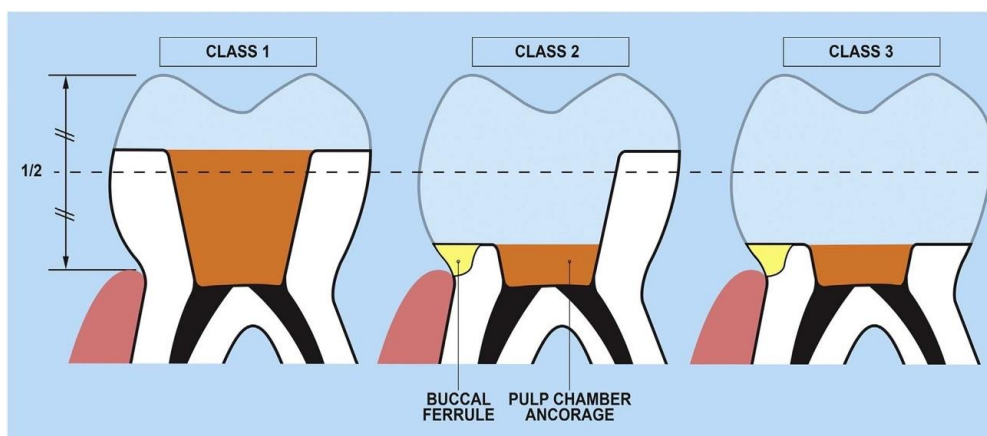
Des informations concernant l'antagoniste ont été récoltées tel que leur type (dent ou implant) et leur nature (émail, dentine, céramique, composite, métal, amalgame, résine).

4.2.5 Paramètres liés à la restauration

L'âge des restaurations a été calculé entre le jour du collage et le jour de l'évaluation clinique. Il est quantifié en nombre d'années.

L'échantillon comprend les 7 types de restaurations suivantes : inlay, onlay, overlay, facette, veneerlay, couronne, endocouronne de classe 1, 2 et 3. La classification des endocouronnes a été faite selon les critères définis par Belleflamme et al.⁷³ en 2017 (cf. figure 31).

Figure 31 : Classification des endocouronnes selon la quantité de tissu résiduel après préparation cavitaire



Source : Belleflamme et al., « No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth », 2017.

⁷³ Belleflamme et al., « No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth ».

4.2.6 Les paramètres liés au protocole de collage

Avant le collage des prothèses en PICN, chaque intrados a reçu les traitements de surface suivant :

1. Mordançage à l'acide fluorhydrique à 5 % (Vita ceramics etch ; Vita Zahnfabrik) pendant 60 secondes ;
2. Rinçage au jet d'eau, passage dans un bac d'éthanol à 90° à ultra-son durant 2 min
3. Séchage au jet d'air ;
4. Application d'une couche de silane sur l'intrados prothétique (Monobond Plus; Ivoclar Vivadent) ;
5. Après 60 secondes, séchage au jet d'air pendant 10 secondes.

De la même façon chaque préparation dentaire recevant une prothèse en PICN a reçu les traitements de surface suivant :

1. Sablage avec particules d'alumine de 27 microns ;
2. Mordançage à l'acide orthophosphorique (37 %) (Ultradent) pendant 15 secondes ;
3. Rinçage, séchage ;
4. Application de l'adhésif Excite DSC (Ivoclar Vivadent) ;
5. Photopolymérisation pendant 20 secondes.

Après avoir réalisé les traitements de surface dentaire et prothétique, chaque assemblage s'est fait par collage selon les étapes suivantes :

1. Application de la colle duale Variolink (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) au niveau de l'intrados prothétique ;
2. Mise en place de la prothèse sur la préparation dentaire ;
3. Élimination des excès de colle, photopolymérisation ;
4. Application du gel de glycérine Oxyguard II (Kuraray) sur les joints puis photopolymérisation ;
5. Polissage des joints avec des gommages et ajustements occlusaux avec une pierre d'arkansas, si besoin.

4.2.7 Paramètres liés à l'opérateur

Les opérateurs en charge des étapes cliniques de préparation cavitaire, prise de l'empreinte optique et collage de la pièce en PICN sont multiples. Il s'agit d'étudiants de master 2 de dentisterie générale, de spécialistes en prothèse professeurs de l'université de Liège.

L'étape de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) est réalisée par un opérateur unique chargé de superviser la fabrication CFAO de l'ensemble des restaurations au sein de l'ULg.

4.2.8 Paramètres liés au circuit CFAO

La chaîne de fabrication des prothèses de l'étude correspond au circuit CFAO fermé de CEREC.

La caméra intra-orale utilisée pour l'acquisition de l'empreinte optique est le modèle CEREC AC Omnicam⁷⁴ (Sirona). Le logiciel Cerec SW4.6.1 a servi d'interface pour la conception des futures prothèses. Concernant l'étape de FAO par soustraction, la machine à usiner fabriquant les prothèses de l'étude est le modèle CEREC MC XL de Sirona.⁷⁵

La quasi-totalité des blocs de PICN sont les blocs VitaEnamic® (n=93) ; seule une restauration est en VitaEnamic Multi®.

4.2.9 Étude statistique

Les résultats ont été présentés sous forme de moyennes et d'écart-types ou d'intervalles et de quartiles pour les variables quantitatives, et sous forme de tableaux de fréquence pour les variables qualitatives. Le taux de survie a été représenté par la courbe de Kaplan-Meier. Les calculs ont toujours utilisé le nombre maximum de données disponibles et ont été effectués avec le logiciel InStat software (GraphPad).

4.3 RÉSULTATS :

4.3.1 Informations concernant les données cliniques

Les patients traités au service de dentisterie générale à l'Université de Liège et ayant reçu une ou plusieurs prothèse(s) en PICN (VitaEnamic) ont été répertoriés. Parmi les 110 patients appelés, 70 patients ont répondu positivement à l'appel et 59 patients étaient présents au cabinet reflétant un taux de rappel de 53.6 %. Il s'agit de 30 femmes et 29 hommes âgés entre 20 ans minimum et 83 ans

⁷⁴ Renne et al., « Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners ».

⁷⁵ Bohner et al., « Cerec chairside system to register and design the occlusion in restorative dentistry ».

maximum. La moyenne d'âge, calculée à partir des données par restauration, est de 47±13,74 ans (mean±SD).

4.3.2 Scores des critères FDI

L'analyse des scores FDI attribués par les opérateurs donnent des résultats concordant en moyenne à 89.40 %±9.77 (mean±SD). Toutes les restaurations nécessitant leur remplacement ou l'extraction de la dent concernée furent classées en échec (score 5 FDI), ce qui correspond à 3 restaurations. Notons qu'une restauration en échec a généralement plusieurs scores 5 au niveau des critères FDI.

Tableau 6 : Résultats en pourcentage de restaurations pour chaque score des critères FDI

A. Esthetic properties	1. Surface luster	2. Staining a. surface b. margin	3. Color match and translucency	4. Anatomical form
1. Clinically excellent/ very good.	1.1 24,5 %	2a.1 95.7 % 2b.1 71.4 %	3.1 28.7 %	4.1 55.4 %
2. Clinically good (after polishing probably very good).	1.2.1 58.5 % 1.2.2	2a.2 3.3 % 2b.2 26.6 %	3.2 42.6 %	4.2 34 %
3. Clinically sufficient/ satisfactory (minor shortcomings, no unacceptable effects but not adjustable w/o damage to the tooth).	1.3.1 17 % 1.3.2	2a.3 1 % 2b.3 2 %	3.3 11.7 % 3.3.1 16 % 3.3.2 3.3.3 3.3.4 1 %	4.3 9.6 %
4. Clinically unsatisfactory (but repairable).	1.4.1 1.4.2	2a.4 2b.4	3.4 3.4.1 3.4.2 3.4.3 3.4.4	4.4 1 %
5. Clinically poor (replacement necessary).	1.5	2a.5 2b.5	3.5	4.5

B. Functional properties	5. Fracture of material and retention	6. Marginal adaptation	7. Occlusal contour and wear a. Qualitatively b. Quantitatively	8. Approximal anatomical form a. contact point b. contour	9. Radiographic examination	10. Patient's view
1. Clinically excellent/ very good.	5.1 86.2 %	6.1 49.6 %	7a.1 92.6 % 7b.1 93.6 %	8a.1 72 % 8b.1 85.1 %	9.1 91.3 %	10.1 77.7 %
2. Clinically good	5.2 2.1 %	6.2.1 19.5 % 6.2.2 2.1 % 6.2.3 17.3 %	7a.2 5.4 % 7b.2 5.4 %	8a.2 8.7 % 8b.2 13.9 %	9.2.1 1 % 9.2.2 3.3 %	10.2 17 % 10.2.1 10.2.2 1 %
3. Clinically sufficient/ satisfactory (minor shortcomings, no	5.3 5.4 %	6.3.1 5.3 % 6.3.2 1 % 6.3.3 1 %	7a.3 1 % 7b.3	8a.3 17.3 % 8b.3 1 %	9.3.1 1.1 % 9.3.2 9.3.3	10.3 3.3 % 10.3.1 10.3.2 10.3.3

unacceptable effects but not adjustable w/o damage to the tooth).						
4. Clinically unsatisfactory (but repairable).	5.4.1 2.1 % 5.4.2 1 %	6.4.1 1 % 6.4.2 3.2 % 6.4.3	7a.4 1 % 7b.4 1 %	8a.4 1 % 8b.4	9.4.1 1.1 % 9.4.2 9.4.3	10.4 10.4.1 10.4.2
5. Clinically poor (replacement necessary).	5.5 3.2 %	6.5.1 6.5.2	7a.5 7b.5	8a.5 1 % 8b.5	9.5.1 9.5.2 9.5.3 2.2 %	10.5 1 %

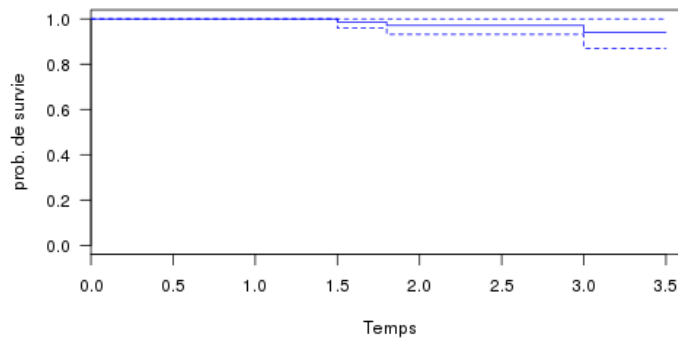
C. Biological properties	11. Postoperative (hyper-) sensitivity and tooth vitality	12. Recurrence of caries (CAR), erosion, abfraction	13. Tooth integrity (enamel cracks, tooth fractures)	14. Periodontal response (always compared to a reference tooth)	15. Adjacent mucosa	16. Oral and general health
1. Clinically excellent/ very good.	11.1 89.4 %	12.1 97 %	13.1 91.5 %	14.1 70.3 %	15.1 97.9 %	16.1 99 %
2. Clinically good (after correction maybe very good). No treatment required.	11.2 8.6 %	12.2 12.2.1 12.2.2 1 % 12.2.3 1 %	13.2.1 2.1 % 13.2.2 3.4 %	14.2 7.6 % 14.2.1 5.3 % 14.2.2 2.1 %	15.2 2.1 %	16.2 1 %
3. Clinically sufficient/ satisfactory (minor shortcomings with no adverse effect but not adjustable without damage to the tooth).	11.3.1 1 % 11.3.2 1 %	12.3 12.3.1 1 % 12.3.2 12.3.3	13.3.1 13.3.2 13.3.3 13.3.4	14.3 5.3 % 14.3.1 5.3 % 14.3.2 1 %	15.3	16.3
4. Clinically unsatisfactory (repair for prophylactic reasons).	11.4.1 11.4.2 11.4.3	12.4.1 12.4.2 12.4.3	13.4.1 1 % 13.4.2 13.4.3 1 %	14.4 1 % 14.4.1 14.4.2	15.4	16.4
5. Clinically poor (replacement necessary).	11.5	12.5	13.5 1 %	14.5 2.1 % 14.5.1 14.5.2	15.5	16.5

Source : Bekaert, 2019.

4.3.3 Taux de survie des restaurations VitaEnamic®

Parmi les 94 restaurations évaluées, 3 furent en échec et sont les suivantes : décollement associé à une fracture dentaire radiculaire (n=1), fracture prothétique (n=1), reprise de carie (n=1). La probabilité de survie des PICNs est de 93.94 % à 3.5 ans (cf. figure 32).

Figure 32 : Graphique de la probabilité de survie des restaurations en PICN (VitaEnamic) en fonction du temps (en année)



Source : Bekaert, 2019.

Chacun de ces trois échecs est associé à la présence de facteurs de risque qui sont respectivement :

- Restauration de type endocouronne de classe II sur une molaire maxillaire (27), parafonction de type bruxisme avec absence de port de gouttière (figure 33, à gauche) ;
- Restauration de type endocouronne de classe II sur une molaire mandibulaire (37), parafonction de type bruxisme avec absence de port de gouttière, édentement controlatéral non compensé (figure 33, au milieu) ;
- Restauration de type endocouronne de classe II sur une molaire mandibulaire (36), RCI élevé (figure 33, à droite).

Figure 33 : Illustrations des trois échecs score 5 des critères FDI de gauche à droite : la fracture radiculaire, la fracture prothétique, la reprise de carie sous restaurations



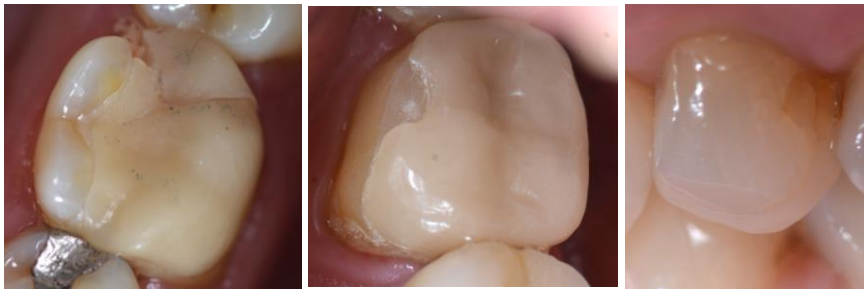
Source : Mainjot, 2019 (à gauche) et Auteur (au milieu et à droite), 2019.

4.3.4 Taux de succès des restaurations VitaEnamic®

Parmi les 94 restaurations évaluées, 6 furent caractérisées telles que cliniquement insatisfaisantes mais réparables (score 4 des critères FDI) pour les raisons suivantes : fracture du matériau (n=2), chipping marginal (n=2), fracture amélaire marginale (n=2).

Le taux de succès des PICNs est de 90,4 % (n=85/94).

Figure 34 : Photographies dentaires de trois restaurations cliniquement insatisfaisantes mais réparables : une fracture prothétique (à gauche), un chipping marginal (au milieu), une fracture amélaire (à droite)



Source : Auteur, 2019.

Elles ont comme point commun d'être exposés à plusieurs facteurs de risque coexistant : restauration de type endocouronne de classe II et III, parafonction de type bruxisme avec absence de port de gouttière.

4.3.5 Paramètres liés au patient

Parafonction

Lors de l'entretien oral, 51 % des patients de l'étude présentaient des signes cliniques de bruxisme : ils étaient conscient qu'ils serrent et/ou gincent des dents et présentaient des facettes d'attrition (critères de l'American Academy of Sleep Medicine). Parmi eux 88 % disent ne pas porter de gouttière de bruxisme.

Occlusion

Pour 2 des 59 patients de l'étude, les paramètres liés à l'occlusion n'ont pas été récoltés.

Les 57 patients évalués pour ce paramètre présentent une occlusion statique en :

- Classe I d'Angle pour 61,4 % d'entre eux (35/57),
- Classe II d'Angle pour 21 % d'entre eux (12/57),
- Classe III d'Angle pour 3,5 % d'entre eux (2/57),
- Articulé croisé pour 10,5 % d'entre eux (6/57),

- Bout à bout pour 1.8 % d'entre eux (1/57),
- Béance pour 1,8 % d'entre eux (1/57).

Figure 35 : Photographies dento-gingivales de deux patients de l'étude avec une occlusion favorable en Classe I d'Angle (en haut) et une occlusion défavorable avec inversé d'articulé notamment (en bas)



Source : Auteur, 2019.

L'occlusion dynamique en latéralité est en :

- Fonction canine pour 29,8 % des patients (17/57),
- Fonction de groupe pour 70,2 % des patients (40/57)

Satisfaction

58 patients ont rempli un questionnaire écrit (annexe 1) de 5 items concernant l'aspect général, l'esthétique, la couleur, le niveau de confort et s'il recommanderait ce type de restauration.

La notation s'est faite sur une échelle de 1 (non satisfaisant) à 10 (très satisfaisant) pour les 4 premiers items, sur un choix binaire (oui/non) pour le cinquième. Les résultats de l'enquête de satisfaction sont très satisfaisants (cf. tableau 8). Notons que sur les 58 patients ayant rempli ce formulaire, 1 seul patient n'a pas répondu à la question 2.

Tableau 7 : Résultats de l'enquête de satisfaction sous forme de moyenne et d'écart-type (mean±SD) pour les questions 1 à 4 (Q1-Q4) et du pourcentage de la réponse majoritaire pour la question 5 (Q5).

Q1	Etes-vous satisfait(e) de l'aspect général de la restauration mise en place ?	9.22±1.14
Q2	Que pensez-vous de l'esthétique de votre restauration ?	9.035±1.22
Q3	Etes-vous satisfait(e) de la couleur de votre restauration ?	9.207±0.986
Q4	Quel était le « niveau de confort » par rapport au matériau (PICN)?	8.90±1.90
Q5	Conseilleriez-vous ce type de restauration à un proche ?	oui à 98 %

4.3.6 Paramètres liés à la dent

L'arcade concernée était à 50 % maxillaire et 50 % mandibulaire pour les 94 restaurations évaluées.

Les dents intéressées sont des :

- Incisives pour 5 % des restaurations (5/94),
- Canines pour 2 % des restaurations (2/94),
- Prémolaires pour 30 % des restaurations (28/94),
- Molaires pour 63 % des restaurations (59/94).

4.3.7 Paramètres liés à la restauration

Les 94 restaurations en VitaEnamic incluses ont été posées entre le 21/10/2014 et le 12/03/2018 avec un âge moyen de 2,2 ans (InterQuartile Range, IQR : 1,5 – 3,2 ans).

Les restaurations posées sont des :

- Inlay pour 0 % des restaurations (0/94),
- Onlays pour 10,6 % des restaurations (10/94),
- Overlays pour 16 % des restaurations (15/94),
- Facettes pour 6,4 % des restaurations (6/94),
- Veneerlays pour 4,2 % des restaurations (4/94),
- Couronnes pour 9,6 % des restaurations (9/94),
dont 5,3 % implanto-portées avec mise en charge immédiate (1T1T : 5/94),
- Endocouronnes classe 1 pour 2 % des restaurations (2/94),
Endocouronnes classe 2 pour 16 % des restaurations (15/94),
Endocouronnes classe 3 pour 29,9 % des restaurations (28/94) .

Tableau 8 : Analyse des échecs en fonction de l'influence des paramètres cliniques relevés lors de l'étude clinique. M = molaire ; PM = prémolaire ; Max = maxillaire ; Mand = Mandibulaire ; CCM = Couronne Céramo-Métallique

	Paramètres liés à la restauration		Paramètres liés à la dent		Parafonction		Antagoniste	
	Âge	Type	Type	Arcade	Bruxisme	Gouttière		
SCORE 4 - FDI								
1	Chipping marginal	3,4 ans	Endocouronne classe 2	M	Max	Oui	Non	Dent naturelle avec composite occlusal
2	Chipping marginal	2,4 ans	Endocouronne classe 2	M	Max	Non	Non	CCM implanto-portée
3	Fracture amélaire marginale	1,5 ans	Endocouronne classe 2	PM	Max	Oui	Oui	Dent naturelle
4	Fracture amélaire marginale	9 mois	Onlay	M	Mand	Oui	Non	Dent naturelle
5	Fracture de la restauration	2,1 ans	Endocouronne classe 2	M	Mand	Oui	Non	Dent naturelle
6	Fracture de la restauration	2,5 ans	Endocouronne classe 3	M	Mand	Oui	Non	Dent naturelle
SCORE 5 – FDI								
1	Reprise de carie	1,8 ans	Endocouronne classe 2	M	Mand	Non	Non	Absent
2	Fracture radiculaire	3 ans	Endocouronne classe 2	M	Max	Oui	Non	Dent naturelle
3	Fracture de la restauration	1,5 ans	Endocouronne classe 2	M	Mand	Oui	Non	Dent naturelle

Source : Auteur, 2019.

4.4 DISCUSSION :

Dans la présente étude rétrospective et prospective réalisée au sein de l'Ulg, 94 restaurations en PICN (VitaEnamic®) ont été évaluées après une période moyenne de 2,2 ans entre le jour du collage et le jour de l'évaluation (IQR : 1,5 – 3,2 ans) entre les mois d'avril 2018 et juin 2018. L'évaluation des 94 restaurations faisant l'objet de cette thèse a été faite selon les critères FDI⁷⁶ orientés principalement sur les aspects biologique et fonctionnel (apparition d'infections des tissus durs et mous de la dent et/ou du parodonte, perte de rétention et/ou fracture de la restauration). Les résultats obtenus montrent un taux de survie de 93,9 % à 3,5 ans suivant les critères de Hickel et un taux de succès de 90,4 % des restaurations VitaEnamic®. Ces résultats sont comparables à ceux

⁷⁶ Hickel et al., « FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples ».

obtenus par Spitznagel et al. 2018 (taux de survie des inlays : 97,4 % et overlays : 95,6 % à 3 ans) ou encore par Lu et al. 2017 sur des endocouronnes (taux de survie 97 % à 3 ans) en VitaEnamic. Par rapport aux autres matériaux céramiques et composites, les résultats des études au design comparable (restaurations unitaires usinées) semblent même supérieurs pour les PICNs. Avec des critères d'exclusion pourtant assez stricts (pas de bruxisme, pas de problèmes aux articulations temporo-mandibulaires, patient en bonne santé générale, sans maladie parodontale etc.), le taux de survie de prothèses unitaires en disilicate de lithium est de 87,6 % à 6 ans (Rauch et al. 2017). Quant aux prothèses unitaires en composite CAD-CAM Lava Ultimate, le taux de survie à 2 ans est de 85,7 % d'après l'étude réalisée par Zirmmermann et al. 2016.

4.4.1 PICN et CFAO directe

A plusieurs reprises, des doutes ont été formulés au sein de la littérature scientifique concernant le degré de précision de la chaîne CFAO, notamment de l'empreinte optique, et donc sa capacité à usiner des prothèses cliniquement adaptées. L'adaptation interne et marginale des prothèses est un facteur primordial ayant une influence directe sur leur taux de survie. En effet, les risques fonctionnels alors encourus seraient de favoriser l'accumulation de plaque et donc le développement de caries secondaires⁷⁷, d'obtenir une couche de colle trop épaisse entraînant la déformation des prothèses en céramique au sein de celle-ci vecteur de stress et donc possiblement de fracture⁷⁸. L'évaluation de l'adaptation marginale des prothèses VitaEnamic (item 6 des critères FDI) donne dans l'ensemble des bons résultats cliniques (score 6.1 = 49,6 % ; score 6.2 = 38,9 %). Une ligne blanche voire colorée, correspondant à la colle, peut être visible à la jonction restauration/dent ; cela n'est pas associé à l'accumulation préférentielle de plaque bactérienne (cf. figure 36).

⁷⁷ Kirsch et al., « Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems ».

⁷⁸ Anadioti et al., « Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions ».

Figure 36 : Photographie d'un overlay sur une molaire mandibulaire présentant une ligne colorée au niveau du joint restauration-dent



Source : Auteur, 2019.

4.4.2 Usure et état de surface des restaurations VitaEnamic®

L'évaluation qualitative de l'usure des restaurations confirme les résultats obtenus lors des études *in vitro*^{79,80,81}. Pour la majorité d'entre elles (92,6 % des restaurations), les surfaces occlusales fonctionnelles ont tendance à s'user de façon physiologique par rapport à l'émail des dents naturelles du patient (score 7a.1 FDI), y compris en cas de bruxisme. Aucun échec lié à ce paramètre n'est répertorié mais dans certaines situations particulières (5,4 % des restaurations), les PICNs connaissent une légère augmentation de l'usure ; score 7a.2 des critères FDI (cf. figure 37, à droite).

La majorité des restaurations évaluées présente un état de surface cliniquement satisfaisant correspondant aux scores 1.1 (n= 23/94) et 1.2.1 des critères FDI (n= 55/94). L'altération de l'extrados des prothèses n'est pas homogène car seules les surfaces fonctionnelles occlusales sont affectées (cf. figure 37, à gauche). En effet, lors des retouches occlusales et/ou avec le temps, il y a une dissociation des phases organique et inorganique se traduisant cliniquement par une surface plus rugueuse au niveau des zones de contacts dento-dentaires. D'un point de vue fonctionnel, il convient de noter que cela ne favorise ni l'accumulation de plaque (score 14.1 des critères FDI, n=66/94) ni l'apparition de coloration extrinsèque pour laquelle les résultats sont considérés comme cliniquement excellents (score 2a1, n=90/94).

⁷⁹ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials ».

⁸⁰ El Zhawi et al., « Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear ».

⁸¹ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

Figure 37 : Illustrations de l'usure des restaurations en PICN (VitaEnamic) avec une dent antagoniste naturelle (à gauche) et avec une dent antagoniste support de crochet avec taquet occlusal métallique sur une surface fonctionnelle (à droite)



Source : Auteur, 2019.

4.4.3 Qualité esthétique des restaurations VitaEnamic®

Si l'objectif principal est d'étudier le comportement fonctionnel des PICN, leur intégration esthétique a également été évaluée. Les résultats sont cliniquement bons (score 3.1 : 27/94 ; score 3.2 : 40/94 des critères FDI) cependant, au vu de l'opacité et la rugosité de surface de VitaEnamic® communément observé au sein des échantillons, quelques réserves concernant leur utilisation en secteur antérieur à haute demande esthétique peuvent être exprimées. Des études *in vitro* antérieures vont également en ce sens et on peut supposer que cela a eu une influence lors du choix du biomatériau dans des cas de restauration antérieure. En effet, la quasi-totalité des prothèses de l'étude concernent des dents postérieures (93 % des restaurations). Seule une restauration en PICN (VitaEnamic) a été placée en secteur antérieur esthétique, le reste étant des facettes palatines. Cliniquement, ni le maquillage ni l'état de surface ne semblent être altérés par l'usure (cf. figure 38).

Figure 38 : Endocouronne VitaEnamic de classe III sur l'incisive latérale maxillaire droite (12) collée il y a 3,3 ans chez une patiente de 83 ans. L'état de surface reste cliniquement très satisfaisant



Source : Auteur, 2019.

4.4.4 PICN et indications spécifiques

Les propriétés biomécaniques des PICNs semblent adaptées pour des situations cliniques particulières telles que les lésions d'usure, les dents dépulpées et/ou les couronnes supra-implantaires.

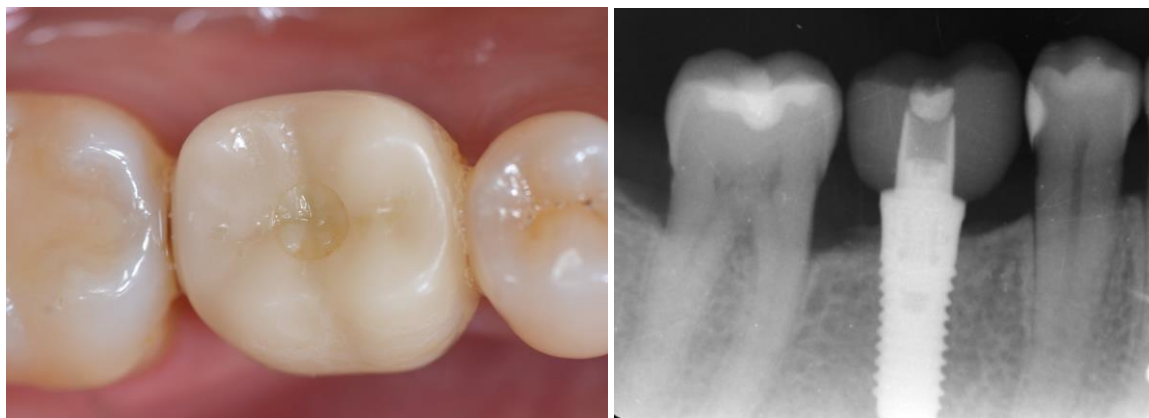
Parmi les 59 patients de l'étude, 30 d'entre eux présentent une parafonction de type bruxisme. Le taux de survie de cette population est de 93,3 % (n=28/30) ; ce qui est cliniquement très satisfaisant. Il convient de noter que parmi les restaurations en échecs (n= 3/94) et cliniquement insatisfaisantes mais réparables (n= 6/94), 77,8 % d'entre elles sont associées à la présence de parafonction de type bruxisme (n= 7/9).

Parmi les 94 restaurations de l'étude, 45 d'entre elles sont des endocouronnes. Leur taux de survie est de 93,3 % (n= 42/45). Elles ont été différenciées en trois classes selon la classification de Belflamme et al. 2017. Les endocouronnes de classe 2 (n= 15/94 ; 16 % des restaurations) semblent présenter un nombre élevé d'échecs (score 5 des critères FDI ; n= 3/15) et de prothèses cliniquement insatisfaisantes mais réparables (score 4 des critères FDI ; n=4/15). Le taux de succès des endocouronnes de classe 2 est de 53,3 % (n= 8/15). La différence est notable par rapport aux endocouronnes de classe 3 (n= 28/94 ; 29,9 % des restaurations) dont seule une restauration est cliniquement insatisfaisante mais réparable (n= 1/28) et qui présentent un taux de succès de 96,4 %. Les endocouronnes de classe 1 sont faiblement représentées (n=2/94).

Les prothèses implanto-portées ne sont pas majoritairement représentées (n= 5/94). Elles ont toutes été posées selon le protocole de mise en charge immédiate des couronnes d'usage (1T1T)⁸². Cliniquement, elles donnent des résultats très satisfaisant aussi bien en termes d'ostéo-intégration implantaire que de résistance fonctionnelle, d'usure et d'état de surface (cf. figure 39).

⁸² Lambert et Mainjot, « One-tooth one-time (1t1t) ».

Figure 39 : Photographie (à gauche) et radiographie rétro-alvéolaire (à droite) d'une couronne implanto-portée en place d'une première molaire mandibulaire 2,5 ans après sa mise en charge immédiate



Source : Auteur, 2019.

4.4.5 Biais liés au design de l'étude rétrospective

Aucun critère d'exclusion n'a été défini pour les restaurations en PICN (VitaEnamic®) évaluées à l'université de Liège. Ainsi, les étapes de préparation cavitaire, empreinte optique, collage et réglage des pièces prothétiques ont été réalisées par une population d'opérateurs variés composée d'étudiants en odontologie de Master 2, de spécialistes en prothèse ainsi que des professeurs des universités. L'étape de conception a été effectuée par un opérateur unique initié à la CFAO en 2014, année de la réalisation des premières restaurations VitaEnamic® incluses dans l'étude. Il est probant que la qualité de l'anatomie occlusale, de l'adaptation marginale et proximale aient connu une amélioration significative proportionnelle à sa courbe d'apprentissage et de maîtrise du programme software de conception.

Plusieurs revues de littérature ont établi une relation entre la durée de vie d'une restauration et la cause d'échec : les caries secondaires sont majoritaires après 2 à 3 ans alors que les complications endodontiques et les fractures surviennent majoritairement lors de la 1^{ère} année de placement⁸³. Parmi l'échantillon, 59,6 % des restaurations (n= 56/94) avaient une durée de vie égale ou supérieure à 2 ans. Cependant, cette étude étant rétrospective, nous ne pouvons pas attester du moment de survenu des échecs.

⁸³ Ástvaldsdóttir et al., « Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review ».

L'évaluation de l'usure et de l'état de surface des PICNs a été réalisée de façon qualitative (aspect visuel des prothèses et comparaison avec les lésions d'usure amélaire) et non quantitative (par la biais de modèles dentaires à t=0 puis lors de l'évaluation).

4.5 CONCLUSION

La présente étude évalue le comportement clinique à court et moyen terme d'un échantillon de 94 restaurations monolithiques unitaires dento-portées et implanto-portées en PICN (VitaEnamic®) réalisées à l'Université de Liège. La probabilité de survie des prothèses réalisées par CFAO est de 93,94 % à 3,5 ans ce qui est cliniquement très satisfaisant.

Les PICNs possèdent des propriétés mécaniques intermédiaires entre celles des composites et des céramiques dentaires, en termes de module d'élasticité et de dureté notamment. Par rapport aux vitrocéramiques renforcées de type e.max, ils ont l'avantage d'être usinés aisément en quelques minutes, en très fine épaisseur et sans nécessiter de cuisson finale. Ceci constitue un des leurs atouts majeurs pour la production de prothèse par CFAO directe en cabinet. Les résultats obtenus en termes d'adaptation marginale et d'état de surface des prothèses sont cliniquement satisfaisants. Leur usure est physiologique et harmonieuse avec le reste des dents naturelles, y compris en présence de parafunctions de type bruxisme, ce qui en fait un matériau de choix pour la réhabilitation des lésions d'usure dentaires généralisées. Leur résistance à la fatigue des PICNs et leur capacité à absorber et disperser les contraintes occlusales en font un matériau polyvalent pouvant être indiqué dans des situations complexes à haut risque d'échec tel que les couronnes sur dents délabrées dépulpées (ou endocouronnes) et sur implants.

Conclusion

Depuis l'apparition de la CFAO en dentisterie, le choix en blocs de biomatériau s'est élargi. Actuellement, les céramiques et les composites sont les grandes classes de biomatériaux disponibles en dentisterie restauratrice.

Parmi les blocs de céramiques usinables, les vitrocéramiques renforcées en disilicate de lithium et la zircone sont largement utilisés pour de larges indications cliniques (prothèses partielles, périphériques et supra-implantaires unitaires voire plurales). Seulement, elles présentent plusieurs inconvénients pour une utilisation en CFAO directe. En effet, elles sont relativement dures usant ainsi les fraises d'usinage et nécessitent une cuisson finale ce qui peut être chronophage en cabinet. Également, elles nécessitent quelques précautions de manipulation afin de réduire le risque de chipping et de fracture prothétique. Concrètement, leur fragilité ne permet pas de les usiner en très fine épaisseur.

Parmi les composites, les blocs thermopolymérisés à charges dispersées sont couramment utilisés. Ils présentent l'avantage d'être aisément usinables et sont particulièrement adaptés pour une utilisation en CFAO directe. Cependant, leur résistance mécanique, leur résistance à la fatigue ainsi que leur adhésion au tissu dentaire sont relativement faibles.

Depuis 2013, les PICNs constituent une nouvelle classe de composite disponible sous forme de bloc usinable. Ce biomatériau semble prometteur au vu des études in vitro, in vivo et revues de littérature publiées au sein de la littérature scientifique. Leur microstructure particulière se présente sous forme d'un réseau inorganique continu interpénétré d'une résine polymérisée sous HP/HT et favorise la distribution homogène et multidirectionnelle des contraintes mécaniques. Également, elle permet d'augmenter ses propriétés de collage, en comparaison avec les composite à charges dispersées, grâce à un ancrage micromécanique en nid d'abeille après mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 60 secondes. Ils présentent des propriétés biomécaniques intermédiaires entre celles des composites, des vitrocéramiques et proches de celles de la dent naturelle. Ils sont également facilement manipulables en CFAO directe. Les articles de cas clinique mettent en avant l'intérêt et les bons résultats à court terme des PICNs dans des situations cliniques spécifiques (lésions d'usure, endocouronne, circuit CFAO directe, couronne implanto-portée). Les études cliniques à moyen terme publiées sont également très satisfaisantes. Cependant, elles sont limitées à des indications courantes dans des situations cliniques favorables et utilisent des critères d'évaluation nationaux voire régionaux. Finalement, aucune étude clinique n'a été faite selon les critères internationaux de la FDI et pour des indications cliniques spécifiques (bruxisme/endocouronne/couronne implanto-portée avec mise en charge immédiate).

Afin de pallier à ce manque, une étude rétrospective et prospective observationnelle a été réalisée à l'Université de Liège. Elle inclut 94 restaurations en PICN (VitaEnamic) évaluées selon les critères

internationaux de la FDI. L'échantillon est composé de prothèses partielles, périphériques dento-portées et implanto-portées posées entre le 21/10/2014 et le 12/03/2018 ayant un âge moyen de 2,2 ans (InterQuartile Range, IQR : 1,5 – 3,2 ans). Aucun critère d'inclusion ni d'exclusion n'a été défini. Les résultats sont cliniquement très satisfaisants avec une probabilité de survie estimée de 93,94 % à 3,5 ans. Les retouches occlusales et/ou l'usure des PICNs leur donne un aspect mat et rugueux sans favoriser l'accumulation de plaque ou la rétention de colorations extrinsèques au niveau des zones de contact dento-dentaires. L'usure des PICNs est qualitativement similaire au reste des dents naturelles. Finalement, les PICNs donnent également des résultats cliniquement satisfaisant aussi bien pour des indications courantes (onlay/overlay/couronne) que spécifiques (endocouronnes, bruxisme, mise en charge immédiate implantaire). Il convient de noter que les endocouronnes de classe II sont les prothèses majoritairement représentées parmi les prothèses en échec (score 5 des critères FDI) et/ou cliniquement insatisfaisantes mais réparables (score 4 des critères FDI). Ces résultats font des PICNs une solution alternative aux vitrocéramiques et à la zircone pour des restaurations unitaires dento-portée et implanto-portée.

Enfin, de récentes avancées scientifiques ont permis le développement de blocs de PICNs (FG-PICN) avec une matrice résineuse aux propriétés mécaniques supérieures et avec un gradient des propriétés mécaniques et optiques. Ces innovations permettent d'augmenter la résistance mécanique des PICNs, de les positionner comme élément de réponse à la demande croissante en biomimétisme tout en gardant cette facilité d'usinage et de manipulation.

Bibliographie

- 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. <https://doi.org/10.4317/jced.52521>.
- Anadioti, E., S. A. Aquilino, D. G. Gratton, J. A. Holloway, I. L. Denry, G. W. Thomas, et F. Qian. « Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 4 (2015): 304-9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.015>.
- Ástvaldsdóttir, A., J. Dagerhamn, J. W. V. van Dijken, A. Naimi-Akbar, G. Sandborgh-Englund, S. Tranæus, et M. Nilsson. « Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review ». *Journal of dentistry* 43, n° 8 (2015): 934-54. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.05.001>.
- Ausiello, P., S. Rengo, C. L. Davidson, et D. C. 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.001>.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.016>.
- Barndt, P., H. Zhang, et F. Liu. « Immediate loading : from biology to biomechanics. Report of the committee on research in fixed prosthodontics of the american academy of fixed prosthodontics ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 2 (2015): 96-107. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.08.011>.
- Béhin, P., G. Stoclet, N. D. Ruse, et M. Sadoun. « Dynamic mechanical analysis of high pressure polymerized urethane dimethacrylate ». *Dental materials* 30, n° 7 (2014): 728-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.04.002>.
- Belleflamme, M. M., S. O. Geerts, M. M. Louwette, C. F. Grenade, A. J. Vanheusden, et A. K. Mainjot. « No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth : an up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases ». *Journal of dentistry* 63 (2017): 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.04.009>.

- Bohner, L. O. L., P. T. Neto, A. S. Ahmed, M. Mori, D. C. Laganá, et N. Sesma. « Cerec chairside system to register and design the occlusion in restorative dentistry : a systematic literature review ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 28, n° 4 (2016): 208-20. <https://doi.org/10.1111/jerd.12226>.
- Bonfante, E. A., M. Suzuki, F. C. Lorenzoni, L. A. Sena, R. Hirata, G. Bonfante, et P. G. Coelho. « Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns ». *Dental materials* 31, n° 8 (2015): e168-177. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.05.006>.
- Brunski, J. B. « In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface ». *Advances in dental research* 13 (1999): 99-119. <https://doi.org/10.1177/08959374990130012301>.
- Chavali, R., A. H. Nejat, et N. C. Lawson. « Machinability of CAD-CAM materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 118, n° 2 (2017): 194-99. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.022>.
- Chochlidakis, K. M., P. Papaspyridakos, A. Geminiani, C. - J. Chen, I. J. Feng, et C. Ercoli. « Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics : a systematic review and meta-analysis ». *The journal of prosthetic dentistry* 116, n° 2 (2016): 184-190.e12. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.017>.
- Coldea, A., M. V. Swain, et N. Thiel. « Mechanical properties of polymer infiltrated ceramic network materials ». *Dental materials* 29, n° 4 (2013): 419-26. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>.
- Craig, R. G. « Advances in biomaterials from 1957 to 1997 ». *Journal of oral rehabilitation* 26, n° 11 (1999): 841-46.
- Davidowitz, G., et P. G. Kotick. « The use of CAD/CAM in dentistry ». *Dental clinics of North America* 55, n° 3 (2011): 559-70. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>.
- Del Curto, F., C. M. Saratti, et I. Krejci. « CAD/CAM-based chairside restorative technique with composite resin for full-mouth adhesive rehabilitation of excessively worn dentition ». *The international journal of esthetic dentistry* 13, n° 1 (2018): 50-64.
- Della Bona, A., P. H. Corazza, et Y. Zhang. « Characterization of a polymer infiltrated ceramic network material ». *Dental materials* 30, n° 5 (2014): 564-69. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>.
- El Zhawi, H., M. R. Kaizer, A. Chughtai, R. R. Moraes, et Y. Zhang. « Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear ». *Dental materials* 32, n° 11 (2016): 1352-61. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.216>.

- Eldafrawy, M., M. G. Ebroin, P. A. Gailly, J.-F. Nguyen, M. J. Sadoun, et A. K. Mainjot. « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ». *Journal of dental research* 97, n° 1 (2018): 60-67. <https://doi.org/10.1177/0022034517728714>.
- Eldafrawy, M., J. F. Nguyen, A. K. Mainjot, et M. J. Sadoun. « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ». *Journal of dental research* 97, n° 12 (2018): 1324-30. <https://doi.org/10.1177/0022034518785364>.
- Ellakwa, A., F. E. Martin, et I. Klineberg. « Influence of implant abutment angulations and two types of fibers on the fracture resistance of ceramag single crowns ». *Journal of prosthodontics* 21, n° 5 (2012): 378-84. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00859.x>.
- Facenda, J. C., M. Borba, et P. H. Corazza. « A literature review on the new polymer infiltrated ceramic network material (PICN) ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 30, n° 4 (2018): 281-86. <https://doi.org/10.1111/jerd.12370>.
- Ferracane, J. L., et J. R. Condon. « Post-cure heat treatments for composites : properties and fractography ». *Dental materials* 8, n° 5 (1992): 290-95. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(92\)90102-I](https://doi.org/10.1016/0109-5641(92)90102-I).
- Frencken, J. E., P. Sharma, L. Stenhouse, D. Green, D. Laverty, et T. Dietrich. « Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis : a comprehensive review ». *Journal of clinical periodontology* 44 Suppl 18 (2017): S94-105. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12677>.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>.
- Furtado de Mendonca, A., M. Shahmoradi, C. V. D. Gouvêa, G. M. De Souza, et A. Ellakwa. « Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations ». *Journal of prosthodontics* 28, n° 2 (2019): e587-94. <https://doi.org/10.1111/jopr.12964>.
- Grenade, C., M.-C. De Pauw-Gillet, C. Pirard, V. Bertrand, C. Charlier, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Biocompatibility of polymer infiltrated ceramic network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ». *Dental materials* 33, n° 3 (2017): 333-43. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.01.001>.
- He, L.-H., et M. Swain. « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ». *Dental materials* 27, n° 6 (2011): 527-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.02.002>.
- Hickel, R., A. Peschke, M. Tyas, I. Mjör, S. Bayne, M. Peters, K.-A. Hiller, et al. « FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples ». *The journal of adhesive dentistry* 12, n° 4 (2010): 259-72. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a19262>.

- Hickel, R., J.-F. Roulet, S. Bayne, S. D. Heintze, I. A. Mjör, M. Peters, V. Rousson, et al. « Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials ». *Clinical oral investigations* 11, n° 1 (2007): 5-33. <https://doi.org/10.1007/s00784-006-0095-7>.
- Jaeggi, T., et A. Lussi. « Prevalence, incidence and distribution of erosion ». *Monographs in oral science* 25 (2014): 55-73. <https://doi.org/10.1159/000360973>.
- Janke, V., N. von Neuhoff, B. Schlegelberger, G. Leyhausen, et W. Geurtsen. « TEGMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts ». *Journal of dental research* 82, n° 10 (2003): 814-18.
- Kirsch, C., A. Ender, T. Attin, et A. Mehl. « Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems ». *Clinical oral investigations* 21, n° 2 (2017): 551-58. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1916-y>.
- Lambert, F., et A. Mainjot. « One-tooth one-time (1T1T) : a straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region ». *The journal of oral implantology* 43, n° 5 (2017): 371-77. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00136>.
- Lawson, N. C., R. Bansal, et J. O. Burgess. « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ». *Dental materials* 32, n° 11 (2016): e275-83. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>.
- 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): 236-47. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.021>.
- Lefeuvre, M., W. Amjaad, M. Goldberg, et L. Stanislawski. « TEGDMA induces mitochondrial damage and oxidative stress in human gingival fibroblasts ». *Biomaterials* 26, n° 25 (2005): 5130-37. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.01.014>.
- Magne, P., et A. Knezevic. « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars ». *Quintessence international* 40, n° 2 (2009): 125-33.
- Magne, P., L. H. Schlichting, H. P. Maia, et L. N. Baratieri. « In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers ». *The journal of prosthetic dentistry* 104, n° 3 (2010): 149-57. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4).
- Mainjot, A. « Zircon(s) : Partie 1 - À la rencontre de céramiques pas comme les autres ». *Biomatériaux cliniques* 3, n° 1 (2018).
- Mangano, F., A. Gandolfi, G. Luongo, et S. Logozzo. « Intraoral scanners in dentistry : a review of the current literature ». *BMC oral health* 17, n° 1 (2017): 149. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>.

- Mellal, A., H. W. A. Wiskott, J. Botsis, S. S. Scherrer, et U. C. Belser. « Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data ». *Clinical oral implants research* 15, n° 2 (2004): 239-48.
- Mörmann, W. H., 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>.
- Nguyen, J.-F., V. Migonney, N. D. 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.006>.
- . « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ». *Dental materials* 28, n° 5 (2012): 529-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.12.003>.
- Nguyen, J.F., D. Ruse, A.C. Phan, et M.J. Sadoun. « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ». *Journal of dental research* 93, n° 1 (2014): 62-67. <https://doi.org/10.1177/0022034513511972>.
- Phan, A. C., M.-L. Tang, J.-F. Nguyen, N. D. Ruse, et M. Sadoun. « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release ». *Dental materials* 30, n° 3 (2014): 350-56. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.009>.
- Renne, W., M. Ludlow, J. Fryml, Z. Schurch, A. Mennito, R. Kessler, et A. Lauer. « Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners : an in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons ». *The journal of prosthetic dentistry* 118, n° 1 (2017): 36-42. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.024>.
- Ruse, N.D., et M.J. Sadoun. « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ». *Journal of dental research* 93, n° 12 (2014): 1232-34. <https://doi.org/10.1177/0022034514553976>.
- Sarrett, D. C. « Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations ». *Dental materials* 21, n° 1 (2005): 9-20. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.10.001>.
- Schlichting, L. H., T. H. Resende, K. R. Reis, et P. Magne. « Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers ». *The journal of prosthetic dentistry* 116, n° 4 (2016): 474-82. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.013>.

- Schwendicke, F., J. E. Frencken, L. Bjørndal, M. Maltz, D. J. Manton, D. Ricketts, K. Van Landuyt, et al. « Managing carious lesions : consensus recommendations on carious tissue removal ». *Advances in dental research* 28, n° 2 (2016): 58-67. <https://doi.org/10.1177/0022034516639271>.
- Sideridou I. D., et Achilias D. S. « Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC ». *Journal of biomedical materials research* 74B, n° 1 (2005): 617-26. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30252>.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.004>.
- Swain, M. V., A. Coldea, A. Bilkhair, et P. C. Guess. « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ». *Dental materials* 32, n° 1 (2016): 34-42. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.009>.
- Xu, Z., P. Yu, D. D. Arola, J. Min, et S. Gao. « A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel ». *Dental materials* 33, n° 12 (2017): 1351-61. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.08.190>.
- Zhang, Y., et B. R. Lawn. « Novel zirconia materials in dentistry ». *Journal of dental research* 97, n° 2 (2018): 140-47. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>.

Table des figures

Figure 1 : Les trois grandes étapes de production d'une prothèse dentaire en CFAO	4
Figure 2 : Photographie d'une endocouronne monolithique en PICN.....	6
Figure 3 : Classification des céramiques dentaires disponibles pour CFAO directe.....	7
Figure 4 : Différents types de blocs en vitrocéramique pour CFAO directe.....	8
Figure 5 : Macro-photographie (à gauche) et micro-photographie (à droite) de la limite marginale d'une restauration réalisée en VitaMarkII (céramique feldspathique) par CFAO.....	9
Figure 6 : Schéma représentant la résistance à la propagation d'une fissure d'une céramique par les cristaux	10
Figure 7 : Figure des trois formes cristallines de la zirconie	12
Figure 8 : Schéma illustrant la transformation à température ambiante des cristaux métastables d'oxyde de zirconium en réponse au stress provoqué par le développement d'une fissure	13
Figure 9 : Schéma illustrant le transformation à basse température et en milieu hydrique des cristaux métastables d'oxyde de zirconium (à gauche) et ses conséquences (à droite).....	14
Figure 10 : Photographie d'un disque de zirconie translucide (KATANA Zirconia) à gauche et d'un bridge monolithique à droite.....	15
Figure 11 : Classification des composites en CFAO directe pour des prothèses d'usage. Les FG-PICN (« Functionally Graded-PICN ») sont des PICNs expérimentaux avec un volume inorganique gradué	17
Figure 12 : Macro-photographie (à gauche) et micro-photographie (à droite) de la limite marginale d'une restauration réalisée en Cerasmart (composite nanochargée) par CFAO	18
Figure 13 : Photographies d'une facette en LavaUltimate (composite nanochargée) usinée par CFAO de 0,7 mm d'épaisseur	18
Figure 14 : Photographie d'un bloc de PICN (VitaEnamic, à gauche) et vue au microscope d'une coupe de PICN (à droite)	20
Figure 15 : Bloc de vitrocéramique destiné à être préfritté (à gauche) puis infiltré par une phase résineuse (à droite)	21
Figure 16 : Répartition des modes d'échec de groupes de 10 couronnes monolithiques unitaires en Cerasmart, en Vita Enamic, en e.max, en Suprinity	25
Figure 17 : Vue au microscope de la rugosité de surface de VitaEnamic (en haut à gauche) et d'un PICN expérimental (en haut à droite) après mordantage à l'acide fluorhydrique à 5 % pendant 60 secondes ; de LavaUltimate (en bas à gauche) et Cerasmart (en bas à droite) après sablage avec des particules d'alumine de 50 microns pendant 5 secondes.....	26

Figure 18 : Photographies d'une table tops en PICN (VitaEnamic) usinée en faible épaisseur (0,2 mm)	27
Figure 19 : Schéma des portions volumiques inorganique, organique et en eau de l'émail, de la dentine et de VitaEnamic.....	28
Figure 20 : Représentation schématique de l'usure et du procédé et dégradation de VitaEnamic (en A) et de résine composite à charges dispersées (en B). En A : le C désigne la portion résineuse et le P désigne la portion inorganique. En B : M désigne la matrice organique et F désigne les charges dispersées.....	29
Figure 21 : Vue au microscope d'une coupe de VitaEnamic. Les microfractures situées aux interfaces de des réseaux sont mis en évidence par les flèches noires.....	30
Figure 22 : Structure des monomères UDMA et TEGMA	31
Figure 23 : Résistance en flexion des biomatériaux de restauration dentaire commercialisés et expérimentaux	33
Figure 24 : Photographie d'une coupe d'un bloc de FG-PICN (à gauche) et microphotographies de la couche 1 mimant l'émail (en haut) et couche 9 mimant la dentine (en bas)	34
Figure 25 : Photographies dento-gingivales (en a) et des arcades dentaires (en b) avant réhabilitation prothétique d'un patient de l'étude atteints de lésions d'usures.....	35
Figure 26 : Photographies dento-gingivale et des arcades dentaires après réhabilitation prothétique (couronnes, table tops et facettes palatines en VitaEnamic ; facettes vestibulaires en E.max ; restauration en composite directe des incisives et canines mandibulaires)	36
Figure 27 : Photographies de préparation dentaire (à gauche), de l'endocouronne en e.max avant (au milieu) et après collage (à droite)	37
Figure 28 : Photographies d'un cas clinique de réhabilitation implantaire d'un édentement unitaire par absence de 36, avant la pose d'implant (à gauche) et après la mise en charge avec une couronne en VitaEnamic usinée par CFAO (à droite)	38
Figure 29 : Photographie intra-orale occlusale 3 ans après collage des 7 couronnes postérieures en VitaEnamic (17, 16, 15, 14, 24, 25, 26).....	41
Figure 30 : Photographies intra-orales d'une dent traitée endodontiquement très délabrée (à gauche) restaurée par une endocouronne en Enamic (à droite).....	42
Figure 31 : Classification des endocouronnes selon la quantité de tissu résiduel après préparation cavitaire	46
Figure 32 : Graphique de la probabilité de survie des restaurations en PICN (VitaEnamic) en fonction du temps (en année)	51
Figure 33 : Illustrations des trois échecs score 5 des critères FDI de gauche à droite : la fracture radiculaire, la fracture prothétique, la reprise de carie sous restaurations	51

Figure 34 : Photographies dentaires de trois restaurations cliniquement insatisfaisantes mais réparables : une fracture prothétique (à gauche), un chipping marginal (au milieu), une fracture amélaire (à droite).....	52
Figure 35 : Photographies dento-gingivales de deux patients de l'étude avec une occlusion favorable en Classe I d'Angle (en haut) et une occlusion défavorable avec inversé d'articulé notamment (en bas)	53
Figure 36 : Photographie d'un overlay sur une molaire mandibulaire présentant une ligne colorée au niveau du joint restauration-dent	57
Figure 37 : Illustrations de l'usure des restaurations en PICN (VitaEnamic) avec une dent antagoniste naturelle (à gauche) et avec une dent antagoniste support de crochet avec taquet occlusal métallique sur une surface fonctionnelle (à droite).....	58
Figure 38 : Endocouronne VitaEnamic de classe III sur l'incisive latérale maxillaire droite (12) collée il y a 3,3 ans chez une patiente de 83 ans. L'état de surface reste cliniquement très satisfaisant	59
Figure 39 : Photographie (à gauche) et radiographie rétro-alvéolaire (à droite) d'une couronne implanto-portée en place d'une première molaire mandibulaire 2,5 ans après sa mise en charge immédiate	60

Table des tableaux

Tableau 1 : Représentation des conséquences favorables d'une augmentation de la portion volumique en charge des résines composites.....	22
Tableau 2 : Résistance en flexion, micro-dureté de Vickers et module d'élasticité de blocs CFAO commercialisés.....	23
Tableau 3 : Graphique des valeurs obtenus à différents tests mécaniques en fonction du biomatériau en résine uniquement, en PICN de différentes portions volumiques en phase inorganique (PICN 59 %, 63 %, 68 %, 72 %), en céramique uniquement.....	24
Tableau 4 : Articles de cas clinique avec VitaEnamic selon leur année de publication, auteurs, cas clinique, prothèses réalisées et intérêts exprimés par les auteurs pour VitaEnamic	40
Tableau 5 : Articles d'étude clinique sur VitaEnamic selon leurs : année de publication, auteurs, type d'étude clinique, prothèse étudiée, durée, objectifs et échecs reportés	42
Tableau 6 : Résultats en pourcentage de restaurations pour chaque score des critères FDI.....	49
Tableau 7 : Résultats de l'enquête de satisfaction sous forme de moyenne et d'écart-type (mean±SD) pour les questions 1 à 4 (Q1-Q4) et du pourcentage de la réponse majoritaire pour la question 5 (Q5).	53
Tableau 8 : Analyse des échecs en fonction de l'influence des paramètres cliniques relevés lors de l'étude clinique. M = molaire ; PM = prémolaire ; Max = maxillaire ; Mand = Mandibulaire ; CCM = Couronne Céramo-Métallique.....	55

Annexes

Annexe 1 : Table des critères FDI (Hickel et al. 2014) : Table 1 (aspect esthétique), Table 2 (aspect fonctionnel), Table 3 (aspect biologique)

Clinical investigation
 ID patient / restoration
 Date (dd / mm / yy):
 Photographs (no. and date):
 Replica (no. and date):

Baseline..... 1. Recall 2. Recall..... 3. Recall..... 4. Recall..... 5. Recall.....

A. Esthetic properties	1. Surface luster	2. Staining a. surface b. margin	3. Color match and translucency	4. Esthetic anatomical form
1. Clinically excellent/very good.	1.1 Luster comparable to enamel.	2a.1 No surface staining. 2b.1 No marginal staining.	3.1 Good color match, no difference in shade and/or translucency.	4.1 Form is ideal.
2. Clinically good (after polishing probably very good).	1.2.1 Slightly dull, not noticeable from speaking distance. 1.2.2 Some isolated pores.	2a.2 Minor surface staining, easily removable by polishing. 2b.2 Minor marginal staining, easily removable by polishing.	3.2 Minor deviations in shade and/or translucency.	4.2 Form deviates only slightly from the norm.
3. Clinically sufficient/satisfactory (minor shortcomings, no unacceptable effects but not adjustable w/o damage to the tooth.)	1.3.1 Dull surface but acceptable if covered with film of saliva. 1.3.2 Multiple pores on more than one third of the surface.	2a.3 Moderate surface staining that may also present on other teeth, not esthetically unacceptable. 2b.3 Moderate marginal staining, not esthetically unacceptable.	3.3 Distinct deviation but acceptable. Does not affect esthetics: 3.3.1 more opaque. 3.3.2 more translucent. 3.3.3 darker. 3.3.4 brighter.	4.3 Form deviates from the norm but is esthetically acceptable.
4. Clinically unsatisfactory (but reparable).	1.4.1 Rough surface, cannot be masked by saliva film, simple polishing is not sufficient. Further intervention necessary. 1.4.2 Voids.	2a.4 Unacceptable surface staining on the restoration and major intervention necessary for improvement. 2b.4 Pronounced marginal staining; major intervention necessary for improvement.	3.4 Localized clinical deviation that can be corrected by repair: 3.4.1 too opaque. 3.4.2 too translucent. 3.4.3 too dark. 3.4.4 too bright.	4.4. Form is affected and esthetically unacceptable. Intervention/correction is necessary.
5. Clinically poor (replacement necessary).	1.5 Very rough, unacceptable plaque retentive surface.	2a.5 Severe surface staining and/or subsurface staining, generalized or localized, not accessible for intervention. 2b.5 Deep marginal staining, not accessible for intervention.	3.5 Unacceptable. Replacement necessary.	4.5 Form is unsatisfactory and/or lost. Repair not feasible/reasonable, replacement needed.
Overall esthetic score	Acceptable esthetically (n and %):			Not acceptable (n, % and reasons):





Table 2 FDI criteria and gradings (continued)

B. Functional properties	5. Fracture of material and retention	6. Marginal adaptation	7. Occlusal contour and wear a) qualitatively b) quantitatively	8. Approximal anatomical form a. contact point b. contour	9. Radiographic examination (when applicable)	10. Patient's view
1. Clinically excellent/very good.	5.1 No fractures/cracks.	6.1 Harmonious outline, no gaps, no white or discolored lines.	7a.1 Physiological wear equivalent to enamel. 7b.1 Wear corresponding to 80-120% of enamel.	8a.1 Normal contact point (floss or 25 µm metal blade can pass). 8b.1 Normal contour.	9.1 No pathology, harmonious transition between restoration and tooth.	10.1 Entirely satisfied with esthetics and function.
2. Clinically good.	5.2 Small hairline crack.	6.2.1 Marginal gap (< 150 µm), white lines. 6.2.2 Small marginal fracture removable by polishing. 6.2.3 Slight ditching, slight step/flushes, minor irregularities.	7a.2 Normal wear only slightly different from that of enamel. 7b.2 50-80% or 120-150% wear compared to that of corresponding enamel.	8a.2 Contact slightly too strong but no disadvantage (floss or 25 µm metal blade can only pass with pressure). 8b.2 Slightly deficient contour.	9.2.1 Acceptable material excess present. 9.2.2 Positive/negative step present at margin <150 µm.	10.2 Satisfied. 10.2.1 Esthetics. 10.2.2 Function, eg. minor roughness.
3. Clinically sufficient/satisfactory (minor shortcomings, no unacceptable effects but not adjustable w/o damage).	5.3 Two or more or larger hairline cracks and/or material chip fracture not affecting the marginal integrity or approximal contact.	6.3.1 Gap < 250 µm not removable. 6.3.2. Several small marginal fractures. 6.3.3 Major irregularities, ditching or flash, steps.	7a.3 Different wear rate than enamel but within the biological variation. 7b.3 < 50% or 150-300% of corresponding enamel.	8a.3 Somewhat weak contact, no indication of damage to tooth, gingiva or periodontal structures; 50 µm metal blade can pass. 8b.3 Visibly deficient contour.	9.3. 1 Marginal gap < 250 µm. 9.3. 2 Negative steps visible < 250 µm. 9.3.3 Poor radiopacity of filling material. No adverse effects noticed.	10.3 Minor criticism but no adverse clinical effects. 10.3.1 Esthetic shortcomings. 10.3.2 Some lack of chewing comfort. 10.3.3 Unpleasant treatment procedure.
4. Clinically unsatisfactory/ (but reparable).	5.4.1 Material chip fractures which damage marginal quality or approximal contacts. 5.4.2 Bulk fractures with partial loss (less than half of the restoration).	6.4.1 Gap > 250 µm or dentin/base exposed. 6.4.2. Severe ditching or marginal fractures. 6.4.3 Larger irregularities or steps (repair necessary).	7a.4 Wear considerably exceeds normal enamel wear; or occlusal contact points are lost. 7b.4 Restoration > 300% of enamel wear or antagonist > 300%.	8a.4 Too weak and possible damage due to food impaction; 100 µm metal blade can pass. 8b.4. Inadequate contour. Repair possible.	9.4.1 Marginal gap >250 µm. 9.4.2 Material excess accessible but not removable. 9.4.3 Negative steps > 250 µm and reparable.	10.4 Desire for improvement. 10.4.1 Esthetics. 10.4.2 Function, eg. tongue irritation. Reshaping of anatomic form or refurbishing is possible.
5. Clinically poor (replacement necessary).	5.5 (Partial or complete) loss of restoration or multiple fractures.	6.5.1 Restoration (complete or partial) is loose but in situ. 6.5.2 Generalized major gaps or irregularities.	7a.5 Wear is excessive. 7b.5 Restoration or antagonist > 500% of corresponding enamel.	8a.5 Too weak and/or clear damage due to food impaction and/or pain/gingivitis. 8b.4 Insufficient contour, requires replacement of restoration or tooth.	9.5.1 Secondary caries, large gaps, large overhangs. 9.5.2 Apical pathology, and/or pain/gingivitis. 9.5.3 Fracture/loss of restoration or tooth.	10.5 Completely dissatisfied and/or adverse effects, incl. pain.
Overall functional score	Acceptable function (n and %):					Not acceptable (n, % and reasons):

C. Biological properties	11. Postoperative (hyper-)sensitivity and tooth vitality	12. Recurrence of caries (CAR), erosion, abfraction tooth fractures)	13. Tooth integrity (enamel cracks, tooth fractures)	14. Periodontal response (always compared to a reference tooth)	15. Adjacent mucosa	16. Oral and general health
1. Clinically very good.	11.1 No hypersensitivity, normal vitality. 11.2 Minor hypersensitivity for a limited period of time, normal vitality.	12.1 No secondary or primary caries. 12.2 Small and localized. 1. Demineralization 2. Erosion or 3. Abfraction.	13.1 Complete integrity. 13.2.1 Small marginal enamel fracture (< 150 µm). 13.2.2 Hairline crack in enamel (< 150 µm).	14.1. No plaque, no inflammation, no pockets. 14.2. Little plaque, no inflammation (gingivitis), no pocket development. 14.2.1 Without 14.2.2 with overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.1 Healthy mucosa adjacent to restoration. 15.2 Healthy after minor removal of mechanical irritations (plaque, calculus, sharp edges etc).	16.1 No oral or general symptoms. 16.2 Minor transient symptoms of short duration; local or generalized.
3. Clinically sufficient/satisfactory (minor shortcomings with no adverse effects but not adjustable without damage to the tooth).	11.3.1 Moderate hypersensitivity. 11.3.2 Delayed/mild sensitivity; no subjective complaints, no treatment needed.	12.3 Larger areas of 1. Demineralization 2. Erosion or 3. Abrasion/abfraction, dentin not exposed. Only preventive measures necessary.	13.3.1 Marginal enamel defect < 250 µm. 13.3.2 Crack < 250 µm. 13.3.3 Enamel chipping. 13.3.4 Multiple cracks.	14.3. Difference up to one grade in severity of PBI compared to baseline and compared to control tooth. 14.3.1 Without 14.3.2 with overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.3 Alteration of mucosa but no suspicion of causal relationship with restorative material.	16.3. Transient symptoms, local and/or general.
4. Clinically unsatisfactory (repair for prophylactic reasons).	11.4.1 Intense hypersensitivity. 11.4.2 Delayed with minor subjective symptoms. 11.4.3 No clinical detectable sensitivity. Intervention necessary, but not replacement.	12. 4.1 Caries with cavitation and suspected undermining caries. 12.4.2 Erosion in dentin. 12.4.3 Abrasion/abfraction in dentin. Localized and accessible can be repaired.	13.4.1 Major marginal enamel defects; gap > 250 µm or dentin or base exposed. 13.4.2 Large cracks > 250 µm, probe penetrates. 13.4.3. Large enamel chipping or wall fracture.	14.4. Difference of more than one grade of PBI in comparison to control tooth or increase in pocket depth > 1 mm requiring intervention. 14.4.1 Without 14.4.2 with overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.4 Suspected mild allergic, lichenoid or toxic reaction.	16.4 Persisting local or general symptoms of oral contact stomatitis or lichen planus or allergic reactions. Intervention necessary but no replacement.
5. Clinically poor (replacement necessary).	11.5 Intense, acute pulpitis or nonvital tooth. Endodontic treatment is necessary and restoration has to be replaced.	12.5 Deep caries or exposed dentin that is not accessible for repair of restoration.	13.5. Cusp or tooth fracture.	14.5 Severe/acute gingivitis or periodontitis. 14.5.1 Without 14.5.2 with overhangs, gaps or inadequate anatomic form.	15.5 Suspected severe allergic, lichenoid or toxic reaction.	16.5. Acute/severe local and/or general symptoms.
Overall biological score	Acceptable biologically (n and %):	Acceptable biologically (n and %):	Not acceptable (n, % and reasons):	Not acceptable (n, % and reasons):	Not acceptable (n, % and reasons):	Not acceptable (n, % and reasons):

Annexe 2 : Questionnaire de satisfaction remis au patient au début de la séance de réévaluation clinique

Etude rétrospective et prospective des restaurations unitaires en PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network) réalisées par technique CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) directe

Nom de patient :

Date de l'évaluation :/...../.....

Ce questionnaire vise à évaluer votre satisfaction en regard des procédures, des aspects esthétiques et fonctionnels de la couronne. A chacune des questions suivantes, cochez la case qui correspond le mieux à votre sentiment.

- | | | | | | |
|--|--|------------------|-------------------|--|--|
| 1. Etes-vous satisfait(e) de l'aspect général de la restauration mise en place ? | <table border="0" style="width: 100%; font-size: small;"> <tr> <td style="width: 50%;">Non satisfaisant</td> <td style="width: 50%; text-align: right;">Très satisfaisant</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;"> <input type="radio"/>₁ <input type="radio"/>₂ <input type="radio"/>₃ <input type="radio"/>₄ <input type="radio"/>₅ <input type="radio"/>₆ <input type="radio"/>₇ <input type="radio"/>₈ <input type="radio"/>₉ <input type="radio"/>₁₀ </td> </tr> </table> | Non satisfaisant | Très satisfaisant | <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | |
| Non satisfaisant | Très satisfaisant | | | | |
| <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | | | | | |
| 2. Que pensez-vous de l'esthétique de votre restauration | <table border="0" style="width: 100%; font-size: small;"> <tr> <td style="width: 50%;">Non satisfaisant</td> <td style="width: 50%; text-align: right;">Très satisfaisant</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;"> <input type="radio"/>₁ <input type="radio"/>₂ <input type="radio"/>₃ <input type="radio"/>₄ <input type="radio"/>₅ <input type="radio"/>₆ <input type="radio"/>₇ <input type="radio"/>₈ <input type="radio"/>₉ <input type="radio"/>₁₀ </td> </tr> </table> | Non satisfaisant | Très satisfaisant | <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | |
| Non satisfaisant | Très satisfaisant | | | | |
| <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | | | | | |
| 3. Etes-vous satisfait(e) de la couleur de votre restauration ? | <table border="0" style="width: 100%; font-size: small;"> <tr> <td style="width: 50%;">Non satisfaisant</td> <td style="width: 50%; text-align: right;">Très satisfaisant</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;"> <input type="radio"/>₁ <input type="radio"/>₂ <input type="radio"/>₃ <input type="radio"/>₄ <input type="radio"/>₅ <input type="radio"/>₆ <input type="radio"/>₇ <input type="radio"/>₈ <input type="radio"/>₉ <input type="radio"/>₁₀ </td> </tr> </table> | Non satisfaisant | Très satisfaisant | <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | |
| Non satisfaisant | Très satisfaisant | | | | |
| <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | | | | | |
| 4. Quel était le « niveau de confort » par rapport au matériau (PICN)? | <table border="0" style="width: 100%; font-size: small;"> <tr> <td style="width: 50%;">Non satisfaisant</td> <td style="width: 50%; text-align: right;">Très satisfaisant</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;"> <input type="radio"/>₁ <input type="radio"/>₂ <input type="radio"/>₃ <input type="radio"/>₄ <input type="radio"/>₅ <input type="radio"/>₆ <input type="radio"/>₇ <input type="radio"/>₈ <input type="radio"/>₉ <input type="radio"/>₁₀ </td> </tr> </table> | Non satisfaisant | Très satisfaisant | <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | |
| Non satisfaisant | Très satisfaisant | | | | |
| <input type="radio"/> ₁ <input type="radio"/> ₂ <input type="radio"/> ₃ <input type="radio"/> ₄ <input type="radio"/> ₅ <input type="radio"/> ₆ <input type="radio"/> ₇ <input type="radio"/> ₈ <input type="radio"/> ₉ <input type="radio"/> ₁₀ | | | | | |
| 5. Conseilleriez-vous ce type de restauration à un proche ? | <table border="0" style="width: 100%; font-size: small;"> <tr> <td style="width: 50%; text-align: center;">Oui</td> <td style="width: 50%; text-align: center;">Non</td> </tr> </table> | Oui | Non | | |
| Oui | Non | | | | |

Vu, le Directeur de thèse

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

Professeur Amélie MAINJOT

Professeur Louis MAMAN

Au nom et pour le compte de l'administratrice
provisoire de l'Université Paris Descartes

Le Doyen Louis MAMAN

Étude du comportement clinique des restaurations unitaires en Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network réalisées par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur entre 2014 et 2018 à l'Université de Liège

Résumé :

Les Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network (PICN) sont une nouvelle classe de résine composite dont la charge inorganique est faite d'un réseau de céramique continu poreux secondairement infiltré sous haute pression et haute température par une matrice résineuse. Actuellement, VitaEnamic est le seul PICN commercialisé sous la forme de bloc usinable par CFAO. Les études in vitro révèlent des résultats prometteurs en termes de propriétés d'adhésion aux colles, de propriétés biologiques, de propriétés mécaniques ainsi que de facilité d'usinage. Cependant, il y a un manque d'information sur le comportement in vivo des PICNs. Ainsi, une étude clinique rétrospective et prospective des restaurations unitaires en PICN a été réalisée à l'Université de Liège sur 94 prothèses unitaires, partielles et périphériques, selon les critères de la FDI. L'analyse statistique des résultats donne une probabilité de survie de 93,94 % à 3,5 ans et un taux de succès de 90,4 %. L'adaptation des prothèses et leur aspect esthétique est cliniquement satisfaisant, cependant un aspect légèrement mat a pu être observé au niveau des zones de contact dento-dentaires. En conclusion, les PICNs semblent être une alternative aux restaurations en céramiques pour les restaurations partielles collées et les couronnes unitaires.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Conception assistée par ordinateur -- Dissertation universitaire ; Matériaux biocompatibles -- Dissertation universitaire ; Biomatériaux -- Thèses et écrits académiques ; Restauration dentaire -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Computer-Aided Design -- Academic Dissertation ; Biocompatible Materials -- Academic Dissertation

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