



HAL
open science

Les matériaux CAD-CAM de type PICN (Polymer-infiltrated Ceramic Network): revue bibliographique de la littérature et applications cliniques

Anoushka Davarpanah

► **To cite this version:**

Anoushka Davarpanah. Les matériaux CAD-CAM de type PICN (Polymer-infiltrated Ceramic Network): revue bibliographique de la littérature et applications cliniques. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02043190

HAL Id: dumas-02043190

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02043190>

Submitted on 20 Feb 2019

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

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



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

AVERTISSEMENT

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

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

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

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 002

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 17 janvier 2019

Par

Anoushka DAVARPANAH

Les matériaux CAD-CAM de type PICN (Polymer-infiltrated Ceramic Network) : revue bibliographique de la littérature et applications cliniques

Dirigée par Mme le Professeur Amélie Mainjot

JURY

Mme le Professeur Marysette Folliguet

Président

Mme le Professeur Amélie Mainjot

Assesseur

Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Assesseur

Mme le Docteur Anne-Margaux Collignon

Assesseur

M. le Docteur Julien Dusart

Invité



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES 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-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, 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
	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		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIEAUX	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
<i>Mise à jour le 04 septembre 2018</i>			

Remerciements

À Mme le Professeur Marysette Folliguet

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifiée en Médecine bucco-dentaire

Docteur en Sciences odontologiques

Docteur d'État en Odontologie

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

Chef de service de l'hôpital Louis Mourier

Chevalier de l'ordre national de la Légion d'honneur

Officier de l'ordre des palmes académiques

Merci pour l'honneur que vous me faites de présider ce jury de thèse d'exercice. Merci pour votre confiance durant ces années colombiennes et pour avoir si bien pris soin de nous. Merci pour l'exemple que votre énergie et votre implication représentent pour nous. Enfin, merci d'avoir toujours été présente pour nous apporter un petit coup de pouce quand cela s'avérait nécessaire... Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon profond respect et de ma profonde considération.

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 d'avoir accepté de diriger ce travail, merci pour ton investissement, ton aide et tes précieux conseils durant sa réalisation, mais également pour la richesse de nos échanges dont les enseignements s'étendent bien au-delà des confins de la dentisterie. Merci pour ta confiance, pour toutes les opportunités que tu m'offres au quotidien, pour ton affectueuse bienveillance et ton écoute, merci de m'accompagner ainsi. Reçois ici la marque de ma profonde admiration et de ma sincère reconnaissance.

À Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris 13

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Merci de me faire l'honneur de siéger dans ce jury. Merci pour votre grande disponibilité, votre réactivité et votre présence bienveillante dans le paysage des enseignants de la faculté durant toutes ces années. J'espère qu'en tant que passionnée des biomatériaux, vous trouverez un intérêt à ce travail. Veuillez trouver dans cet écrit l'expression de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

À Mme le Docteur Anne-Margaux Collignon

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

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

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Merci pour ta présence dans mon jury qui, tu le sais, me tenait beaucoup à cœur. Merci pour ta pédagogie et pour m'avoir appris les fondements du raisonnement clinique. Merci pour ton exigence bienveillante durant toutes ces années, et malgré que les intentions de celle-ci n'aient pas toujours été correctement perçues, merci d'avoir tenu bon à ce principe fécond... Tu as toute mon admiration et ma sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Julien Dusart

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Merci pour ta présence évidente dans ce jury. Merci pour ta confiance dans cette opportunité que tu as su m'offrir : une première expérience professionnelle qui a beaucoup compté pour moi en m'autorisant un départ en douceur. Merci pour ton amitié, ton immense gentillesse, ta bienveillance de grand frère, et enfin, pour le temps passé à répondre à mes innombrables questions. Reçois ici l'expression de ma profonde reconnaissance et de ma sincère affection.

À ma famille, mon noyau dur,

À mes parents, pour leur amour sans faille et leur éternel soutien. Merci d'avoir toujours, peu importe les aléas et impératifs du quotidien, fait de nous trois votre plus grande priorité.

Moun, merci pour ton écoute, ta sensibilité, tes conseils avisés et tes mots toujours d'une grande justesse ; merci d'avoir été la femme de l'ombre dans tant de situations et de t'être dédiée corps et âme à nous ; j'espère que nous te rendons un tant soit peu ce que tu mérites. Il est maintenant temps que tu prennes soin de toi.

Pap, merci pour l'exemple que représente ta force de caractère, ton optimisme, ton humour (de grande qualité de surcroît), ta dévotion pour ta famille et merci de me maintenir toujours grande ouverte la porte du cab (non sans les fréquents rappels à l'ordre de Maman...), en attendant qu'entêtée comme je suis, je sois prête à la franchir seule...

Enfin, merci pour votre complémentarité ; j'espère pouvoir un jour dresser rien qu'une ébauche de ce que vous avez entrepris et êtes parvenus à réaliser ensemble, vous avez toute mon admiration.

À *Mon Kou, mon Keyv*, merci de rassembler à vous deux tout ce dont une petite sœur pourrait avoir besoin et d'exprimer toutes les qualités qu'on pourrait souhaiter donner en exemple. Merci pour votre soutien et votre protection indéfectibles, enfin merci de m'avoir façonnée avec tendresse ; être votre petite sœur est un immense bonheur.

À *Anoukette* et *Coco*, merci de m'avoir fait découvrir cet extraordinaire sentiment que l'on peut ressentir pour deux êtres si petits et pourtant déjà si entiers.

À *Steph*, à des temps futurs plus apaisés, qui force de patience j'en suis certaine, parviendront à s'installer. Tu fais partie intégrante de notre famille.

À *mes grands-parents*, pour leur amour, et pour avoir été la force formatrice et fondatrice de ce que j'ai de plus cher.

À *Caro* et *Marie*, je ne pourrais rêver d'une plus belle amitié que la nôtre. Merci pour la force que vous me procurez et le réconfort de vous savoir toujours présentes à mes côtés. Vous êtes les sœurs que je n'ai pas eues. J'ai une chance inouïe de vous avoir.

Aux copains de toujours, *Tej, Maroil, Dédouze, Théo, Marotte, Bonny, Vico, Schero, Matt, Alexe, Marti...* pour ce goût si particulier que les moments d'apprentissages partagés donnent à l'amitié, sentiment dont vous êtes à mes yeux indissociables.

À *Isa, Ju, et Hermine*, pour ces étés hors du temps, l'odeur des cheveux encore salés, le bruit d'un frein de vélo mal huilé, la texture d'un grain de sable rescapé et cet éternel goût de trop peu que parvient à estomper l'assurance d'un bonheur toujours renouvelé.

À *mes douds*, mon noyau dur de ces années étudiantes. Merci de si bien me connaître et me comprendre (et de si bien tolérer mes moments d'altérité ahah), j'apprends beaucoup à vos côtés. Merci pour la constance de votre amitié qui me donne la force d'avancer. Je n'aurais osé imaginer que ces quelques années puissent aboutir à un tel lien, et encore moins qu'il puisse se bonifier comme cela avec le temps.

À mes freros colombiens *Jibs, Thias et Hippo*, sans qui ces années de clinique n'auraient pas eu la même saveur. Je n'aurais pu rêver meilleurs compagnons de route que vous. À cette fontaine à eau, aux hot-dogs quelques peu trop matinaux, aux dossiers de *Thias*, aux chaussures d'*Hippo*, au casier de *Jibs*, à ces (quelques) verres et à tous ces moments partagés qui expriment l'authenticité des solides et franches amitiés.

À mon *Dav*, t'es un petit bijou indispensable, et inutile de te dire que si nécessaire, j'irai chercher ton âme, dans les froids, dans les flammes...

À tous les autres copains de la fac, *Vince, Charlou, Pierrot, Simon, Jacqo, Alexe, Alice, Agatho..* ainsi qu'aux autres que j'oublie, merci d'avoir bonifié ces années montrougiennes.

À notre magnifique équipe d'AHU colombiens, aux *Dr. Dudu, Garboubou, Tousstouss, Coco Jr, Arrietoss, Rima, Peco, Mesterventouze, Marco, Kakiche...* Merci d'avoir fait toute la différence dans notre enseignement clinique. Merci d'avoir su si bien allier sérieux et exigence à une très belle maîtrise de la bringue (pour certains plus que d'autres..).

À mon *Hakiki*, merci pour ton affectueuse présence durant toutes ces années, pour ton écoute et pour nos moments de franche rigolade, tu manques à mon quotidien !

À *Dr. Renoux*, merci de m'avoir transmis vos connaissances avec passion et bienveillance.

À *Dr. Colombier*, merci pour la qualité de vos enseignements, votre gentillesse et votre sens exemplaire de l'équité.

À *Dr. Vanderzwalm*, merci de m'avoir transmis bien plus que de simples connaissances théoriques, pour le plaisir que ce fut de vous côtoyer durant ces années.

À *Mme Folliguet*, merci pour votre constance dans la gestion de notre petite famille colombienne, pour votre oreille toujours attentive, pour votre humour, mais surtout pour avoir supporté notre petite bande de joyeux lurons durant toutes ces années !

À *Dr. Attal*, merci pour votre gentillesse et votre disponibilité depuis le premier jour, pour votre sens de la pédagogie et la sincère passion avec laquelle vous exercez votre rôle d'enseignant. Enfin, merci de m'avoir précocement transmis le goût des biomatériaux, qui m'ont par la suite, ouverts tant de portes.

À *Philippe*, pour ton soutien discret et bienveillant ainsi que tes judicieux conseils depuis tant d'années.

À *Marie*, merci pour ta profonde gentillesse, ton amitié, et ta présence rassurante durant ces quelques mois.

À ma petite famille liégeoise d'adoption, merci sincèrement à tous pour votre accueil et pour m'avoir offert une place parmi vous.

À *Marine*, merci pour ta folie et ta joie de vivre communicative. Ton amitié est une évidence et une bouffée d'air frais ; je n'ose imaginer ce que Liège eut été sans toi.

À *Man*, mon petit binôme du quotidien (à la vie comme au travail) et *Bri*, mon duo chanson française, mais bien plus encore (cauchemar, highway, bad trip ; fumée noire - pleurer plus que le saule), merci à tous les deux d'être là pour moi et de faire toute la différence. Je pense que vous savez combien votre amitié a dépassé mes attentes et ce qu'elle représente aujourd'hui pour moi. Merci à tous mes paro adorés, *Roro*, *Lou*, *Sousou*, *Adri*, *Ced*, vous êtes ma spé de cœur. À *Max*, pour l'ami que tu es rapidement devenu (merci également de supporter le combo pas toujours évident que peut donner notre assemblage avec Bri..).

À *Laura*, pour notre immédiate complicité et le bonheur imprévu de ton arrivée.

À *Vince*, pour ton accueil instinctivement chaleureux, ton authenticité, ton aide quotidienne et pour cette grande sœur du Brull que tu es rapidement devenue; à *Cha* pour ta gentillesse, ta grande pédagogie et ta précieuse disponibilité face à mes innombrables questions ; à *Ju* pour ta gentillesse, ta générosité et notre amour partagé des bonnes choses ; à *Véro* pour ta bienveillance, ton oreille attentive et ta grande expertise ; à *Max*, je n'aurais pu espérer meilleure recrue que toi ; à *Alice* pour ta présence bienveillante, à *Mr Borgers*, pour votre disponibilité, votre affectueuse chaleur humaine et vos cours d'œnologie palliant avec efficacité mon mal du pays ; à *Marc*, pour ton accueil chaleureux, tes enseignements et tes conseils avisés ; à *John* pour ta bonne humeur ; à *Carole*, pour ton amitié et le modèle que représentent ta volonté et ta rigueur de travail ; à *Sandrine* pour ta gentillesse et ton efficacité, c'est un plaisir de travailler avec toi ; à *Sylvie* pour ta douceur et ton efficacité dans la gestion de notre petit service ; à ma *Gioiette*, pour ton affection et pour m'avoir, au bout du compte, ménagé avec tant de bienveillance, une place bien plus grande que nécessaire..

À *Michaël*, merci pour votre relecture et votre expertise scientifique.

À *Amélie*, merci de si bien percevoir l'extraordinaire moteur que peut constituer une pédagogie subtilement menée, associée à une fine compréhension de l'individualité de chacun.

Enfin, merci à tous les liégeois qui ne sont pas cités mais pas pour autant oubliés..

C'est avec étonnement et une sincère reconnaissance que je constate avoir trouvé un second chez moi.

Merci également au personnel des hôpitaux, aux prothésistes et aux patients, ainsi qu'à tous ceux qui ne sont pas cités ici, pour leur patience et leur dévouement.

Enfin, merci à tous nos professeurs qui ont su faire preuve de cette pédagogie bienveillante dont l'impact sur l'épanouissement de nombre d'entre nous est bien plus importante qu'on ne le pense communément..

« L'art d'enseigner n'est que l'art d'éveiller la curiosité des jeunes âmes pour la satisfaire ensuite, et la curiosité n'est vive et saine que dans les esprits heureux. Les connaissances qu'on entonne de force dans les intelligences les bouchent et les étouffent. Pour digérer le savoir, il faut l'avoir avalé avec appétit. »

Anatole France

Table des matières

INTRODUCTION	2
1 : PRINCIPAUX BIOMATERIAUX UTILISES EN PROTHESE CONJOINTE ESTHETIQUE	3
1.1 LES CERAMIQUES	4
1.1.1 <i>Évolution et classification des céramiques</i>	4
1.1.2 <i>Les vitrocéramiques</i>	5
1.1.3 <i>La zircone</i>	10
1.2 LES COMPOSITES	14
1.2.1 <i>Évolution et classification des composites artisanaux et CAD-CAM</i>	14
1.2.2 <i>Les composites CAD-CAM à charges dispersées (DFs)</i>	16
1.2.3 <i>Les PICNs (Polymer-infiltrated Ceramic Network)</i>	17
1.3 CONCLUSION SUR LES PRINCIPAUX MATERIAUX UTILISES EN PROTHESE CONJOINTE.....	19
2 : PROPRIETES DES PICNS	21
2.1 LES DIFFERENTES GENERATIONS DE PICNS	21
2.2 PROPRIETES MECANIQUES.....	24
2.2.1 <i>Module de rupture en flexion (résistance en flexion)</i>	25
2.2.2 <i>Module élastique</i>	27
2.2.3 <i>Énergie de rupture en flexion</i>	31
2.2.4 <i>Déformation à la rupture</i>	31
2.2.5 <i>Ténacité</i>	32
2.2.6 <i>Module de Weibull</i>	34
2.2.7 <i>Dureté</i>	35
2.2.8 <i>Résistance à l'usure</i>	36
2.2.9 <i>Usinabilité</i>	38
2.3 PROPRIETES BIOLOGIQUES	40
2.4 PROPRIETES D'ADHESION AUX COLLES	43
2.5 PROPRIETES OPTIQUES	47
3 : APPLICATIONS CLINIQUES	51
3.1 APPLICATIONS CLINIQUES CLASSIQUES DES PICNS	51
3.2 INDICATIONS SPECIFIQUES DES PICNS	53
3.2.1 <i>Traitement minimalement invasif de l'usure dentaire</i>	53
3.2.2 <i>Implantologie : concept original 1T1T (One Tooth - One Time)</i>	60
CONCLUSION	67
BIBLIOGRAPHIE	69
TABLE DES FIGURES	80
TABLE DES TABLEAUX	82
TABLE DES ABREVIATIONS	83
ANNEXES	84

Introduction

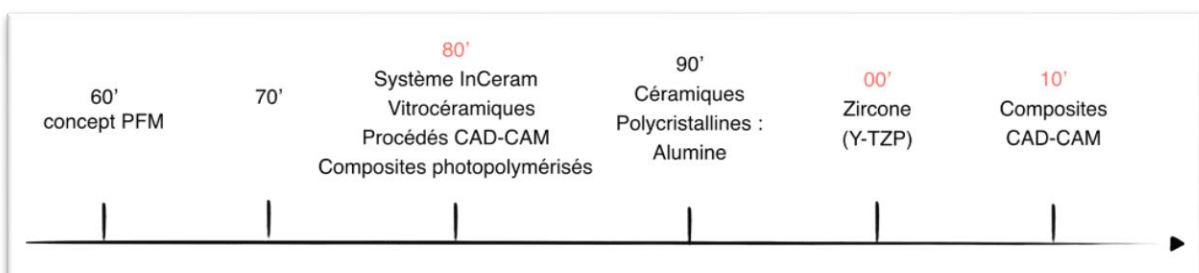
Les composites dentaires représentent aujourd'hui une vaste et complexe famille de matériaux avec une gamme croissante de propriétés et d'indications. Les derniers développements des matériaux composites CAD-CAM sont notamment associés à de nouveaux modes de polymérisation, de nouvelles compositions chimiques, et surtout, à des microstructures innovantes. Tous ces changements ont introduit d'importantes disparités entre les différentes classes de composites indirects, en termes de propriétés mécaniques, biologiques, optiques, d'adhésion aux colles et de ce fait, du point de vue de leur comportement clinique sur le long terme, en comparaison notamment aux céramiques CAD-CAM. En conséquence, ces récentes et rapides avancées rendent parfois confuses les caractéristiques spécifiques des différents matériaux disponibles sur le marché. Parmi ces nouveaux composites CAD-CAM, les PICNs (Polymer-Infiltrated Ceramic Network) représentent une nouvelle classe de matériaux puisqu'ils sont composés d'un réseau de vitrocéramique préalablement fritté (75 % vol.) puis infiltré par un mélange de monomères, lesquels sont secondairement polymérisés selon un procédé particulier alliant haute température et haute pression (HT-HP).

L'objectif de ce travail est de passer en revue les propriétés de cette famille innovante de biomatériaux que sont les PICNs et de définir leur apport en comparaison aux autres matériaux prothétiques, particulièrement leur contribution au développement de nouvelles stratégies thérapeutiques.

1 : Principaux biomatériaux utilisés en prothèse conjointe esthétique

La première couronne esthétique composée de céramique et de métal fut inventée dans les années 1880, mais il fallut attendre les années 60 pour que le concept PFM (porcelain-fused-to-metal) fasse son apparition. Cette technique assure une véritable liaison chimique et micromécanique entre l'infrastructure métallique et la céramique d'émaillage¹. Bien que les taux de survie des restaurations PFM soient élevés^{2,3,4} et qu'elles assurent une bonne adaptation marginale ainsi qu'une grande résistance mécanique de l'infrastructure, les restaurations métalliques ont été progressivement remplacées par des restaurations tout-céramique dans les années 80s, principalement pour des raisons esthétiques, mais également pour des problèmes de corrosion et de biocompatibilité. Les premières infrastructures céramiques furent fabriquées en vitrocéramiques. Une décennie plus tard, l'apparition des procédés CAD-CAM a fortement influencé le développement des céramiques dentaires, en autorisant la fabrication de céramiques polycristallines hautement résistantes comme l'alumine et la zircone. Ces procédés industriels CAD-CAM permettent d'obtenir des blocs de matériaux plus homogènes avec moins de défauts, améliorant ainsi les performances mécaniques des restaurations usinées⁵. Enfin, les dernières évolutions de ces procédés CAD-CAM ont conduit au développement de matériaux composites plus performants, associés à de nouveaux modes de polymérisation ainsi qu'à des microstructures innovantes (cf figure 1).

Figure 1 : Évolution des matériaux utilisés en prothèse conjointe.



Source : Mainjot et Auteur, 2018

¹ Mainjot, « Ceramic materials for dental prostheses ».

² Heintze et Rousson, « Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses : a systematic review ».

³ Sailer et al., « A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II : fixed dental prostheses ».

⁴ Pjetursson et al., « A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I : single crowns ».

⁵ Belli et al., « Chairside CAD/CAM materials. Part 1 : measurement of elastic constants and microstructural characterization ».

1.1 Les céramiques

1.1.1 Évolution et classification des céramiques

Les matériaux céramiques sont définis comme des solides inorganiques dont les atomes sont reliés par des liaisons ioniques et/ou covalentes, tandis que les verres partagent la même définition mais sont amorphes⁶.

Les céramiques dentaires peuvent être classées selon leur microstructure, la nature chimique de leurs oxydes ou encore selon leur processus de fabrication. La classification microstructurale est la plus judicieuse d'un point de vue clinique, puisqu'elle peut être directement corrélée aux indications et aux procédures de manipulation du matériau⁷. Cette classification permet de distinguer trois principales sous-familles de matériaux : les vitrocéramiques, qui présentent une matrice vitreuse renfermant des cristaux ; les céramiques infiltrées, avec une matrice cristalline contenant seulement une faible quantité de verre ; et enfin, les céramiques polycristallines, qui contiennent uniquement des cristaux (cf figure 2). Les vitrocéramiques infiltrées peuvent être considérées comme étant le premier système tout-céramique à succès. Malgré leur excellent comportement clinique et la diversité de leurs applications cliniques^{8,9,10}, elles sont progressivement abandonnées pour des raisons économiques, au profit notamment des céramiques polycristallines, telles que la zircone.

Figure 2 : Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure.



Source : Auteur, d'après Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications », 2016

⁶ Smith, *Principles of materials science and engineering*.

⁷ Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».

⁸ Kern et al., « Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior FDPs made of in-ceram zirconia ».

⁹ Selz et al., « Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents : a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years ».

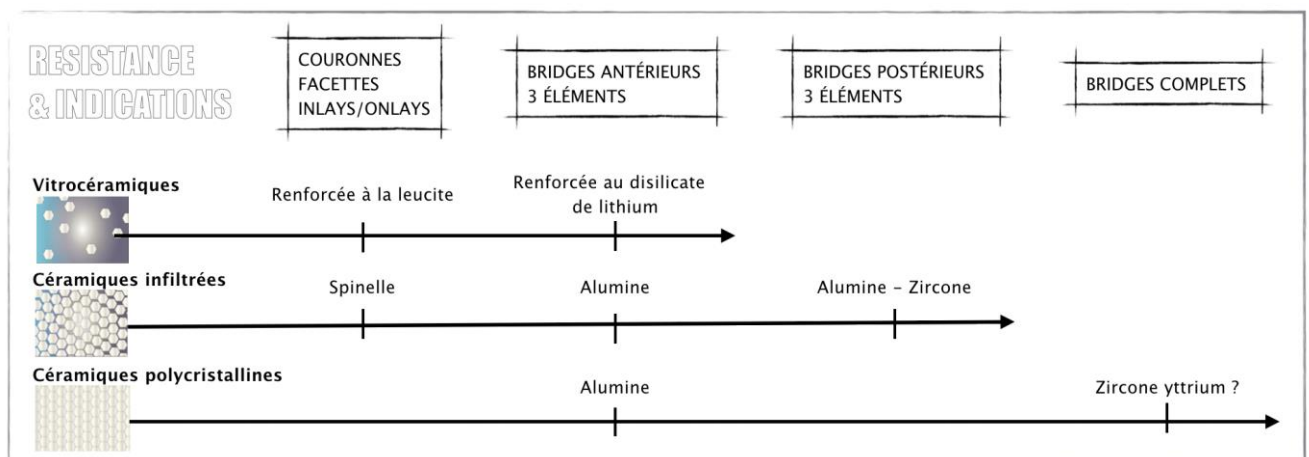
¹⁰ Galiatsatos et Bergou, « Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses ».

Les matériaux céramiques démontrent de très bonnes propriétés optiques ainsi qu'une excellente biocompatibilité de par leur inertie physico-chimique, conférant aux restaurations une grande stabilité chimique sur le long terme¹¹. Enfin, de par la grande diversité des céramiques disponibles sur le marché, leurs indications cliniques sont extrêmement variées (cf figure 3).

Les caractéristiques de celles principalement utilisées de nos jours seront détaillées dans les parties suivantes.

Figure 3 : Indications cliniques des principales classes de céramiques en fonction de leur résistance mécanique.

De gauche à droite, les indications nécessitent le choix d'une céramique présentant une plus grande résistance mécanique.



Source : Auteur, d'après Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications », 2016

1.1.2 Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques constituent une vaste famille de céramiques mordançables, la seule classe pouvant développer un fort potentiel d'adhésion à la colle et donc par la suite, aux tissus dentaires. Cette famille peut être divisée en deux sous-classes : les vitrocéramiques feldspathiques classiques et les vitrocéramiques renforcées.

¹¹ Migonney, *Biomaterials*.

1.1.2.1 Les vitrocéramiques feldspathiques

Les vitrocéramiques classiques contiennent une variété de cristaux feldspathiques (composés de silicates d'aluminium, de potassium, de sodium et de calcium), ainsi que des pigments, des opacifiants ou encore des agents fluorescents et/ou opalescents.

Les céramiques feldspathiques ont tout d'abord été conçues pour l'émaillage d'infrastructures métallique ou céramique, selon une technique de stratification artisanale (mélange poudre/liquide) réalisée par le prothésiste. Le coefficient de dilatation thermique (CDT) de la céramique d'émaillage devant être adapté à l'infrastructure afin d'éviter la création de fissures, il existe une céramique d'émaillage spécifique à chaque matériau d'infrastructure. Ces céramiques peuvent également être utilisées pour la fabrication de restaurations unitaires type facettes, inlays et onlays. Leur fabrication peut être artisanale, et selon ce procédé, la céramique est directement frittée sur une réplique de la préparation. Ces restaurations sont réputées pour leur caractère esthétique mais sont cependant fragiles et peuvent se fracturer si le stress développé lors de la procédure de collage est trop important¹². Ces céramiques feldspathiques ont ainsi par la suite été développées sous forme de blocs CAD-CAM pour restaurations unitaires. Le premier inlay usiné fut fabriqué en 1985 à partir d'un bloc CAD-CAM Vita Mark I (Vita Zahnfabrik, Allemagne)¹³. Malgré une composition chimique identique aux restaurations artisanales, la fabrication CAD-CAM des blocs rend le matériau plus homogène avec moins de défauts. Ils présentent donc de meilleures propriétés mécaniques que les céramiques feldspathiques fabriquées artisanalement. Ces blocs étaient industriellement entièrement frittés avant d'être usinés (« hard machining » : usinage d'un bloc fritté mais partiellement cristallisé). L'absence de nécessité de cuisson après usinage (contrairement aux blocs d'e.max CAD par exemple) permet un gain de temps significatif pour le praticien. Dans les années 90s, les blocs de seconde génération Vita Mark II furent à leur tour commercialisés. Ces derniers présentent de meilleures propriétés mécaniques¹⁴ avec une résistance en flexion rapportée d'environ 120 MPa, ainsi qu'une bonne homogénéité microstructurelle caractérisée par un module de Weibull élevé (19,9)¹⁵. De manière générale, les blocs sont stratifiés avec différentes teintes puis simplement maquillés et glacés en surface. Même si le résultat esthétique obtenu avec ces blocs CAD-CAM est cliniquement satisfaisant, il ne peut être comparé au résultat obtenu par stratification¹⁶.

Bien que l'indication de ces céramiques feldspathiques se soit initialement étendue aux restaurations postérieures types inlays/onlays et que celles fabriquées avec le système Cerec aient montré un taux

¹² Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».

¹³ Mörmann et Bindl, « All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations ».

¹⁴ Liu et Essig, « Panorama of dental CAD/CAM restorative systems ».

¹⁵ Wendler et al., « Chairside CAD/CAM materials. Part 2 : flexural strength testing ».

¹⁶ Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».

de survie élevé à long terme (taux succès Vita Mark I : ~ 90,4 % à 10 ans¹⁷ / Vita Mark II : ~ 90,6 % à 8 ans¹⁸), ces vitrocéramiques feldspathiques sont aujourd'hui principalement utilisées pour la réalisation de restaurations collées en secteur antérieur. En effet, cette vitrocéramique travaillée artisanalement demeure aujourd'hui encore le matériau de choix dans les situations cliniques à forte exigence esthétique. Les restaurations postérieures tendent, quant à elles, à être réalisées à l'aide de matériaux plus résistants mécaniquement, comme l'e.max ou la zircone.

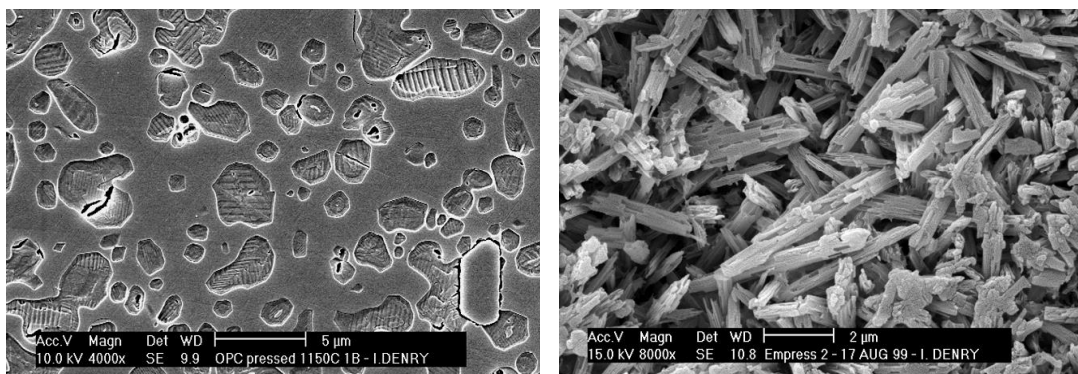
1.1.2.2 Les vitrocéramiques renforcées

Les vitrocéramiques renforcées ont initialement été commercialisées dans les années 80^{19,20}. Elles sont composées d'une matrice vitreuse dans laquelle la taille et le nombre de cristaux sont optimisés, suivant un processus spécifique impliquant des traitements thermiques à différents niveaux de température, pour induire et contrôler la formation des cristaux de verre.

Parmi les vitrocéramiques renforcées, on distingue celles renforcées à la leucite (avec 35 % en volume de cristaux de leucite : IPS Empress Esthetic ; anciennement IPS Empress 1, Ivoclar Vivadent) de celles renforcées au disilicate de lithium (70 % en volume de cristaux de disilicate de lithium : IPS e.max Press ; anciennement IPS Empress 2, développée après l'Empress 1, Ivoclar Vivadent) (cf figure 4).

Figure 4 : Image au MEB d'une vitrocéramique renforcée à la leucite, à gauche ;
et au disilicate de lithium, à droite.

Pour l'IPS e.max Press, la phase vitreuse a été éliminée par mordantage : seuls les cristaux allongés hautement imbriqués, de 5 µm de longueur et 0,8 µm de diamètre, demeurent visibles.



Source : Denry et Holloway, « Ceramics for dental applications », 2010

¹⁷ Otto et Schneider, « Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays : a case series ».

¹⁸ Pallesen et van Dijken, « An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system ».

¹⁹ Adair, Glass-ceramic dental products.

²⁰ Grossman, Tetrasilicic mica glassceramic method.

Aujourd'hui, seules les vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium sont encore communément utilisées. En effet, en raison du nombre, de la nature et de la forme allongée des cristaux, ainsi que de la moindre quantité de verre, ces dernières sont presque trois fois plus résistantes que celles renforcées à la leucite. Le processus de fabrication initial développé par Ivoclar est réalisé par pressé et utilise la technique de coulée à cire perdue similaire à celle des infrastructures métalliques : au lieu du métal c'est un lingotin de céramique (IPS e.max Press) qui, après avoir été ramolli à haute température, est injecté dans le moule avec un piston²¹. Cette céramique renforcée est également disponible sous forme de blocs CAD-CAM. Le bloc le plus connu est l'IPS e.max CAD commercialisé par Ivoclar Vivadent en 2006. Ce bloc est préalablement fritté et présente des propriétés optiques différentes de la restauration finale (d'où l'appellation « blue block »). Dans cet état, la céramique présente une résistance mécanique modérée facilitant l'usinage de la pièce prothétique (« hard machining »). Ces blocs sont par la suite soumis au traitement de cristallisation qui augmente leur résistance mécanique et leur confère leurs propriétés esthétiques finales²². Mais le bloc d'IPS e.max CAD n'est pas le seul bloc de vitrocéramique renforcée disponible sur le marché. Le brevet étant tombé dans le domaine public, des blocs de vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium dopés à la zircone ont par la suite été introduits : les blocs Suprinity (Vita) qui nécessitent également un traitement par cuisson après usinage ou les blocs Celtra Duo (Dentsply Sirona) par exemple, ces derniers pouvant être directement usinés dans leur état cristallisé. Il faut souligner que de manière générale, il existe toujours un compromis entre les propriétés mécaniques d'un bloc CAD-CAM et son usinabilité. En effet, un bloc initialement entièrement cristallisé, ne nécessitant pas de cuisson après usinage, présentera des propriétés mécaniques modérées afin justement, de permettre par la suite cet usinage. Au contraire, un bloc partiellement cristallisé sera plus facilement usinable et pourra subir secondairement un traitement de cristallisation augmentant sa résistance mécanique, aux dépens cependant du temps global de la procédure.

Les restaurations en vitrocéramiques renforcées peuvent être émaillées ou simplement maquillées et glacées, cette dernière option étant très utile pour augmenter la résistance mécanique des restaurations postérieures ou pour réaliser des facettes et onlays en fine épaisseur.

Cette vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium peut ainsi être utilisée pour une grande variété d'indications (cf figure 3), en particulier toutes les restaurations unitaires, à recouvrement partiel ou total, antérieures ou postérieures, et même pour des endocouronnes, grâce à leur excellente capacité d'adhésion aux colles et aux structures dentaires (cf figure 5). Des taux de survie élevés ont en effet été rapportés dans la littérature pour des couronnes en vitrocéramique renforcées au disilicate de

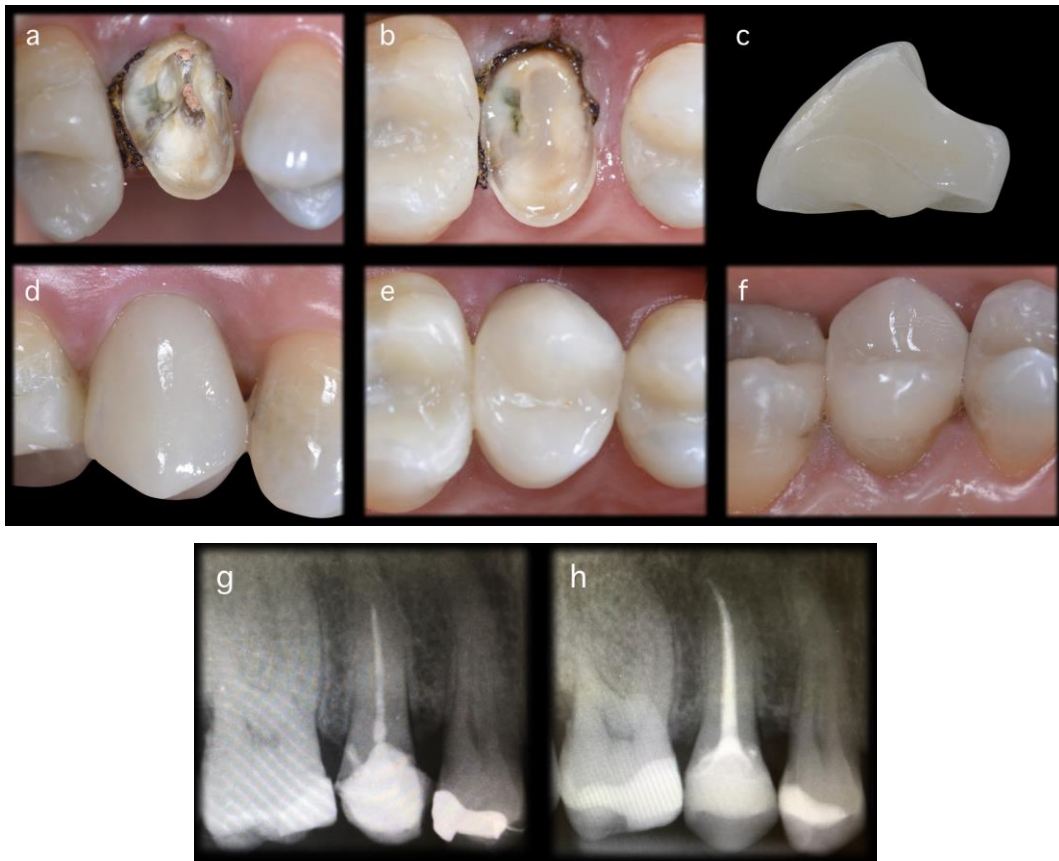
²¹ Denry et Holloway, « Ceramics for dental applications ».

²² Mainjot, « Dental ceramics : classification and indications ».

lithium : 100 % à 2 ans (couronnes antérieures CAD-CAM et pressées²³ ; couronnes postérieures CAD-CAM²⁴) et 83,5 % à 10 ans (couronnes CAD-CAM)²⁵. Cependant, leur utilisation pour les bridges (3 éléments) apparaît plus risquée²⁶, malgré un taux de survie de 93 % à 4,7 ans²⁷.

Figure 5 : Étapes de réalisation d'une endocouronne en IPS e.max Press pour la réhabilitation d'une seconde prémolaire maxillaire.

- a) Situation clinique initiale après dépose de la restauration sur la 15, retraitement endodontique et remplacement des anciennes restaurations amalgames de 14 et 16 par des composites directs ;
- b) Réalisation d'un scellement dentinaire immédiat ne recouvrant pas le bandeau d'émail palatin ;
- c) Endocouronne en IPS e.max Press ; d,e,f) Situation clinique deux semaines après la pose, vues vestibulaire, occlusale et palatine ; g,h) Radiographies rétroalvéolaires pré et post-opératoires.



Source : Auteur ; laboratoire Mirko Picone, Liège, Belgique, 2018

²³ Akin, Toksavul, et Toman, « Clinical marginal and internal adaptation of maxillary anterior single all-ceramic crowns and 2-year randomized controlled clinical trial ».

²⁴ Seydler et Schmitter, « Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns : 2-Year results ».

²⁵ Rauch et al., « Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns : 10-year results ».

²⁶ Pieger, Salman, et Bidra, « Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses : a systematic review ».

²⁷ Reich et al., « Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months ».

1.1.3 La zircone

La zircone est la céramique dentaire la plus récente et appartient à la famille des céramiques polycristallines : elle est constituée uniquement de cristaux ce qui fait d'elle la céramique la plus résistante mécaniquement. L'absence de phase vitreuse rend la procédure de mordantage peu efficace, tandis que l'effet des procédures de sablage est controversé, le risque étant d'endommager la structure cristalline du matériau, ce risque augmentant avec la taille des particules et la pression utilisée^{28,29,30,31}. Ainsi, même si certains primers contenant des monomères phosphatés (MDP) ont été développés pour favoriser la liaison chimique avec les oxydes des céramiques polycristallines, celles-ci ne peuvent à proprement parler pas être collées comme les vitrocéramiques, principalement en raison du manque d'adhésion micromécanique (cf tableau 3 ; p.47).

La fabrication de la zircone peut uniquement être réalisée à l'aide de procédés CAD-CAM car eux seuls permettent de prévoir et de gérer la rétraction significative du matériau (de l'ordre de 30 %) survenant lors du frittage³².

La zircone la plus utilisée dans le milieu dentaire est la zircone Y-TZP (« yttria-tetragonal zirconia polycrystal ») partiellement stabilisée par ajout d'oxyde d'yttrium à l'oxyde de zirconium. L'incorporation de ce dopant est responsable des propriétés spécifiques de la zircone : en particulier sa capacité à subir une transformation cristalline à température ambiante. En effet, la zircone existe sous 3 formes cristallines différentes en fonction de la température : monoclinique (à température ambiante), tétragonale (entre 1170 et 2270°C) et cubique (au-delà de 2270 °C). L'ajout d'oxyde d'yttrium perturbe la structure cristalline en la forçant à adopter une forme tétragonale à température ambiante, plaçant ainsi le matériau dans un état métastable. Dans cet état, la zircone est en attente d'un apport énergétique quelconque (stress mécanique, température...) qui lui permettrait de retrouver sa structure monoclinique initiale, celle-ci ayant un volume supérieur à la forme tétragonale. Or, en cas de propagation d'une fissure dans le matériau, les contraintes sont très importantes en tête de fissure, ce qui entraîne localement une transformation cristalline de la forme tétragonale vers monoclinique, laquelle s'accompagne d'une augmentation de volume des cristaux, mettant la fissure en compression, arrêtant ainsi sa propagation (cf figure 6). Cette propriété confère à la zircone de remarquables propriétés mécaniques et notamment une ténacité ($K_{1C} \sim 10 - 13 \text{ MPa.m}^{0.5}$) et une résistance en flexion ($\sim 900 - 1250 \text{ MPa}$) très importantes (cf figures 12 et 17). Sa résistance en flexion

²⁸ Denry et Kelly, « State of the art of zirconia for dental applications ».

²⁹ Zarone, Russo, et Sorrentino, « From porcelain-fused-to-metal to zirconia : clinical and experimental considerations ».

³⁰ Kern, « Bonding to oxide ceramics - laboratory testing versus clinical outcome ».

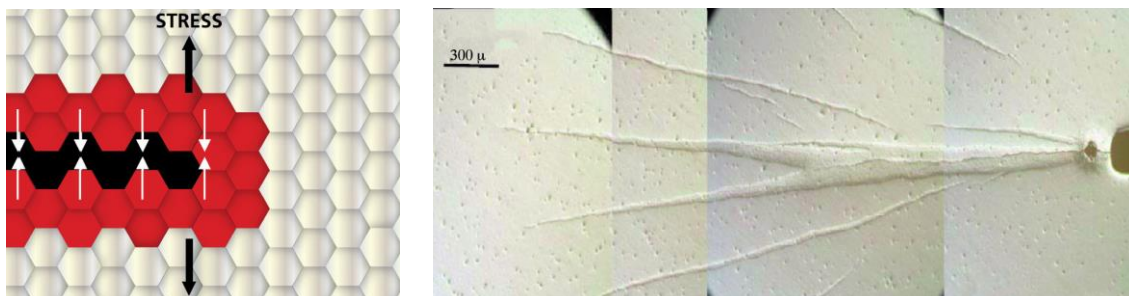
³¹ Özcan et Bernasconi, « Adhesion to zirconia used for dental restorations : a systematic review and meta-analysis ».

³² Mainjot, « Zircone(s) : partie 1 : à la rencontre de céramiques pas comme les autres ».

est en effet plus de deux fois supérieure à celle des vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium (~400 MPa). D'après les fabricants, la zircone est le seul matériau céramique avec lequel des armatures de plus de 3 éléments peuvent être fabriquées : les infrastructures en zircone présentent en effet une résistance à la fracture supérieure à celle des autres principales céramiques³³. Cependant, ce potentiel de transformation cristalline fait de la zircone un matériau très instable et sensible à son environnement : un problème dans le protocole de fabrication ou encore un échauffement excessif dû au fraisage ou au sablage, peuvent endommager sa structure cristalline. La transformation cristalline étant réversible via un traitement thermique à 1000°C (dit de régénération), les prothèses retouchées en bouche devraient idéalement retourner au laboratoire.

Enfin, la transformation cristalline de la zircone peut également avoir lieu selon un processus très lent, en cas de contact prolongé avec l'eau. En effet, celle-ci pénètre la structure cristalline de la zircone, engendrant la transformation de certains grains, leur augmentation de volume et ainsi la formation de microfissures faisant chuter les propriétés mécaniques du matériau³⁴. Ce phénomène de vieillissement est appelé fatigue hydrique à basse température (LTD) et peut être préoccupant pour les prothèses monolithiques non émaillées.

Figure 6 : Illustration schématique du mécanisme de transformation cristalline, à gauche ; vue de la transformation cristalline autour d'une fissure, à droite.



Source : Mainjot, « Zircone(s) : Partie 1 - : à la rencontre de céramiques pas comme les autres », 2018

Le second atout de la zircone, le premier étant sa ténacité, est son excellente biocompatibilité vis-à-vis des ostéoblastes et des fibroblastes, équivalente au titane et supérieure aux vitrocéramiques^{35,36,37} (cf figure 23). Cette propriété est particulièrement importante notamment en prothèse implantaire

³³ Pjetursson et al., « A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I : single crowns ».

³⁴ Chevalier et al., « Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface ».

³⁵ Manicone et al., « Biological considerations on the use of zirconia for dental devices ».

³⁶ Grenade et al., « Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (HGFs) ».

³⁷ Grenade et al., « Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ».

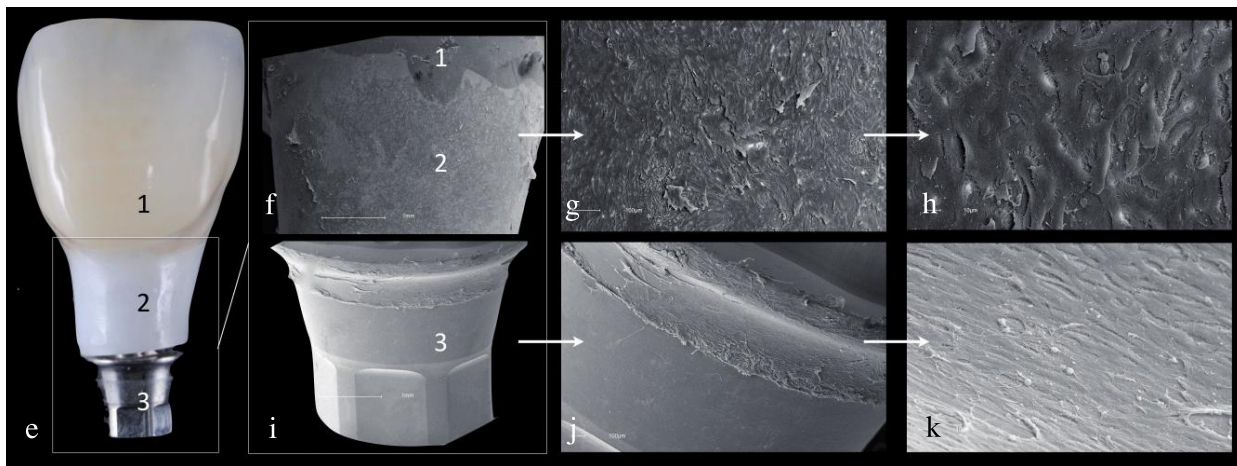
car elle permettra de promouvoir l'attachement ainsi que la prolifération épithéliale et conjonctive sur la partie transgingivale du pilier (cf figure 7), garantissant ainsi la stabilité d'un joint étanche, facteur clé du succès biologique et esthétique des restaurations implantaire³⁸.

Figure 7 : Observation au MEB d'une couronne transvissée en zircone, déposée 6 mois après sa pose pour réparation suite à un chipping.

1 : partie coronaire émaillée ; 2 : partie transgingivale non émaillée ; 3 : pilier en titane.

f,g,h : présence d'un attachement cellulaire (probablement épithélial) sur la partie transgingivale de la couronne non émaillée (2), mais pas sur la partie émaillée (1, plus foncée).

i,j,k : présence d'un attachement cellulaire (probablement conjonctif) sur la partie transgingivale du pilier non enfouie dans l'implant.



Source : Grenade, « Biocompatibility of polymer-Infiltrated-Ceramic-Network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) », 2017

Enfin, ses propriétés optiques, qui limitent son utilisation comme restauration monolithique³⁹, sont idéales pour la réalisation de piliers pour prothèses transvissées, particulièrement dans le secteur esthétique. En effet, la zircone présente l'avantage, par rapport au titane, de ne pas avoir d'influence sur l'aspect esthétique des tissus mous ainsi que de ne pas être soumise aux problèmes de corrosion électrochimique. Son indice de réfraction élevé permettra également de reproduire des dents ayant une forte luminosité ou de masquer des piliers dentaires dyschromiés (cf figure 8). L'émaillage des infrastructures nécessitera cependant l'intervention d'un céramiste expérimenté.

Le développement des seconde et troisième générations de zircone ont progressivement conduit à une amélioration des propriétés optiques du matériau, particulièrement de sa translucidité⁴⁰. Celles

³⁸ Mainjot, « Zircone(s) : partie 1 : à la rencontre de céramiques pas comme les autres ».

³⁹ Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».

⁴⁰ Zhang et Lawn.

de seconde génération présentent ainsi une meilleure translucidité qui s'accompagne cependant d'une augmentation du risque de LTD (du fait de leur plus grande métastabilité qui peut être due à une diminution de la concentration en alumine ou à une augmentation de la taille des grains). Cette amélioration de l'aspect esthétique du matériau autorise la fabrication de prothèses monolithiques en secteur postérieur. Le développement des zircons de troisième génération, encore plus translucides, permet l'usinage de prothèses monolithiques antérieures. Ces dernières sont moins métastables (forte teneur en phase cubique) et présentent donc un plus faible potentiel de transformation cristalline qui s'accompagne d'une diminution de la résistance mécanique du matériau (résistance en flexion $\sim 700\text{MPa}$, puisque la phase cubique ne subit pas de transformation cristalline ; sans pour autant que le module élastique n'en soit affecté)^{41,42}.

Figure 8 : Remplacement d'une ancienne couronne céramo-métallique sur une 11 par une couronne en zircone.

a) Situation initiale avant dépose de la couronne CCM ; b) Mise en évidence du pilier dentaire dyschromié après dépose de la couronne ; c) Situation du pilier après retraitement endodontique, éclaircissement interne et ajout de composite dans la chambre pulpaire. 12 et 21 ont reçu des adjonctions de composite direct pour corriger leur forme ; d) Situation finale 3 mois après la pose de la couronne en zircone.



Source : Auteur ; laboratoire Mirko Picone, Liège, Belgique, 2018

⁴¹ Tong et al., « Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area ».

⁴² Zhang et Lawn, « Novel zirconia materials in dentistry ».

1.2 Les composites

1.2.1 Évolution et classification des composites artisanaux et CAD-CAM

Les composites sont une famille de matériaux constitués d'au moins 2 composants ayant des natures chimiques différentes. En dentisterie, ils sont composés d'une matrice polymère à base de résine, renforcée par des charges organiques, inorganiques (oxyde de silice à l'état amorphe -verre- ou cristallin -céramique-) ou composites (mélange de charges organiques et inorganiques). On retrouve également dans ce matériau un silane permettant la liaison entre la matrice et les charges, ainsi que la présence de photo-initiateurs et d'agents fluorescents. L'objectif des matériaux composites est d'obtenir un matériau final ayant des propriétés supérieures à chaque phase constitutive prise séparément.

Leur composition n'a cessé d'évoluer depuis leur introduction en dentisterie dans les années 1950. Malgré leur popularité et leurs nombreuses indications cliniques, notamment leur intérêt en cas de présence de contre-dépouilles pour des raisons d'économie tissulaire (ils sont considérés comme le matériau de choix pour la restauration des cavités de classe I et II au niveau postérieur⁴³), les composites artisanaux directs présentent certaines limites. En effet, le procédé de fabrication du matériau influence ses propriétés mécaniques par incorporation de bulles et de défauts, notamment par rapport aux blocs CAD-CAM, et ce, indépendamment de sa composition chimique. De plus, le processus de photopolymérisation réalisé en bouche est très inhomogène et est influencé par de nombreux facteurs : la lampe à photopolymériser, les paramètres de polymérisation, la température, la composition du matériau (photo-initiateur, monomères, charges, pigments), ou encore sa viscosité et ses propriétés optiques⁴⁴. Par conséquent, le degré de conversion est limité et est opérateur-dépend. Les valeurs in vitro rapportées pour les composites photopolymérisables, directs ou indirects, varient d'environ 40 % à 75 %, selon les différents paramètres^{45,46,47,48}. Le taux de charge des composites artisanaux est également limité (40 à 60 vol % en charges)^{49,50}, de par l'incapacité à incorporer plus de charges dans le monomère au-delà d'une certaine quantité⁵¹, ainsi que par la nécessité qu'ils demeurent suffisamment plastiques pour permettre la réalisation de la restauration

⁴³ Lynch et al., « Guidance on posterior resin composites : academy of operative dentistry - european section ».

⁴⁴ Leprince et al., « Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency ».

⁴⁵ Ferracane et Condon, « Post-cure heat treatments for composites : properties and fractography ».

⁴⁶ Imazato et al., « Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR ».

⁴⁷ Ribeiro et al., « Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs ».

⁴⁸ Calheiro et al., « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ».

⁴⁹ Braem et al., « Mechanical properties and filler fraction of dental composites ».

⁵⁰ Willems et al., « A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics ».

⁵¹ Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

par ajout successifs d'incrément. Ces différents inconvénients ont un impact négatif sur les propriétés mécaniques ainsi que sur la libération de monomères libres^{52,53,54,55}.

Les composites indirects artisanaux se distinguent des composites directs du fait de la fabrication et de la polymérisation de la restauration réalisées en dehors du milieu buccal ainsi que par l'ajout facultatif d'une procédure de thermopolymérisation (postpolymérisation à 120° après la photopolymérisation : « postcure heating »). Cette procédure permet de diminuer les contraintes issues du retrait de polymérisation sur les tissus dentaires et de réduire la formation et la propagation de fêlures ainsi que l'incidence des fractures dentaires, notamment dans le cas de restaurations volumineuses⁵⁶. Cependant le degré de conversion ainsi que les propriétés mécaniques et biologiques des composites indirects artisanaux demeurent limités. En effet, la composition chimique du matériau est identique à celle des composites directs et la postpolymérisation augmente le degré de polymérisation de seulement 3 à 18 %⁵⁷. Ces restaurations indirectes permettent donc surtout d'améliorer l'anatomie occlusale et les points de contact proximaux plutôt que la résistance mécanique de l'ensemble.

Le développement des procédés CAD-CAM a révolutionné le monde des composites indirects en introduisant, dans les années 2010, des matériaux à haute performance, produits industriellement et secondairement usinés. Les blocs CAD-CAM se distinguent des composites artisanaux selon 3 points principaux : (1) le procédé de fabrication industriel diminue la présence de défauts dans le matériau et en augmente l'homogénéité ainsi que la fiabilité ; (2) le procédé de polymérisation est plus performant et implique la haute température (> 100 ° C) et parfois même la haute pression (300 MPa)⁵⁸, cela ayant un grand impact sur les propriétés mécaniques et biologiques du matériau, notamment par l'augmentation du degré de conversion ; enfin, (3) la composition chimique : les composites CAD-CAM ne contiennent que très rarement du Bis-GMA, il s'agit essentiellement d'UDMA et parfois de TEGDMA. Cependant, la composition des charges varie assez peu entre les DFs et les composites artisanaux, et ne constitue pas une des différences fondamentales entre ces deux familles de matériaux.

⁵² Ferracane et al., « Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure ».

⁵³ Lin-Gibson et al., « Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays ».

⁵⁴ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

⁵⁵ Gupta et al., « Release and toxicity of dental resin composite ».

⁵⁶ Opdam et al., « Longevity of posterior composite restorations : a systematic review and meta-analysis ».

⁵⁷ Ferracane et Condon, « Post-cure heat treatments for composites : properties and fractography ».

⁵⁸ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

Les composites CAD-CAM peuvent être subdivisés en deux sous-classes distinctes selon leur microstructure : les composites à charges dispersées (DFs) et les PICNs (Polymer-infiltrated Ceramic Network)^{59,60}.

Une classification des principaux composites indirects selon leur procédé de fabrication, leur microstructure et leur mode de polymérisation est disponible en annexe.

1.2.2 Les composites CAD-CAM à charges dispersées (DFs)

Dans les composites CAD-CAM à charges dispersées (DFs), les charges sont classiquement incorporées par mélange dans une matrice de monomères diméthacrylates (le BisGMA, l'UDMA et le TEGDMA étant fréquemment utilisés), lesquels sont polymérisés sous haute température (> 100°C)⁶¹. Les différents DFs disponibles sur le marché contiennent des charges en proportion, taille et composition variables, selon les données techniques délivrées par le fabricant⁶².

Le Paradigm MZ100 (3M ESPE) a été le premier bloc CAD-CAM commercialisé à la fin des années 2000. Il contient 85 % en poids de charges de zircone-silice dans une matrice de Bis-GMA et de TEGDMA : sa composition est similaire au composite direct Z100 de la même société. Ce bloc est simplement photopolymérisé et est considéré comme un bloc Z100, sans aucune propriété originale⁶³. En 2010, 3M a commercialisé les blocs CAD-CAM Lava Ultimate (LU), comme étant un composite "nanocéramique". Sa composition est basée sur celle du composite Filtek et contient 79 % en poids de nanocharges de zircone-silice, sous la forme de particules dispersées ou agrégées. C'est un composite nanochargé, avec le même type de charges que les composites directs. Les vraies améliorations résident dans la matrice (21 % wt) qui est ici composée uniquement d'UDMA qui de surcroît est polymérisé sous haute température et non photopolymérisée. L'UDMA atteint un degré de conversion et de réticulation plus élevé sous thermopolymérisation que le Bis-GMA⁶⁴. De plus, contrairement au Bis-GMA, l'UDMA ne nécessite pas nécessairement l'ajout de TEGDMA comme diluant pour en diminuer la viscosité. En effet, le TEGDMA présente une plus forte concentration de doubles liaisons, et lorsqu'il est mélangé au Bis-GMA, permet une augmentation du taux de conversion

⁵⁹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

⁶⁰ Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

⁶¹ Mainjot, « Recent advances in composite CAD/CAM blocks ».

⁶² Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

⁶³ Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

⁶⁴ Sideridou, Tserki, et Papanastasiou, « Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins ».

et de réticulation⁶⁵, mais est plus toxique en raison de la petite taille de la molécule^{66,67}. La résistance en flexion du LU est de 200MPa, son module de Weibull est d'environ 10⁶⁸ et son module élastique de 12GPa est proche de celui de la dentine⁶⁹.

Enfin, le Cerasmart (GC Corporation), le Shofu Block HC (Shofu Inc.), le Brilliant Crios (Coltene) et le Grandio Blocs (Voco) ont été commercialisés plus récemment et présentent tous un réseau de céramique homogène uniformément réparti. Leur résistance en flexion atteint pour les trois premiers les 230 MPa, tandis que d'après le folder commercial du fabricant, les valeurs du Grandio blocs atteignent les 330 MPa. Leurs indications concernent les restaurations unitaires sur dents et sur implants⁷⁰. Les blocs de Cerasmart ont initialement été présentés comme faisant partie du groupe de matériaux « céramiques hybrides ». Cependant, ce terme est un nom commercial inadéquat qui ne se réfère pas aux concepts de la science des matériaux et qui ne reflète pas leurs véritables propriétés. En effet, même si la composition ou la taille des charges n'est pas exactement la même, ces nouveaux blocs de composites sont tous des matériaux à charges dispersées avec une matrice à base d'UDMA polymérisée sous HT, et peuvent être considérés comme faisant partie de la même famille d'un point de vue de leur microstructure et de leur procédé de fabrication, et sont ainsi à distinguer des PICNs et des blocs de céramiques CAD-CAM^{71,72}.

Les composites DFs possèdent un module élastique inférieur à la dentine, et leur faible résistance à l'abrasion les rend susceptible à l'usure mais ils entraînent de ce fait moins d'usure antagoniste que les céramiques^{73,74}.

1.2.3 Les PICNs (Polymer-infiltrated Ceramic Network)

Inspiré par les céramiques infiltrées commercialisées par VITA dans les années 80 (Système InCeram : matrice d'alumine ou d'alumine-zircone infiltrée par du verre), R. Giordano breveta en 1997, un bloc de céramique infiltré par un polymère. Cependant la difficulté de gestion des contraintes issues du retrait de polymérisation sur le réseau de céramique n'a permis l'apparition sur le marché de ce

⁶⁵ Sideridou, Tserki, et Papanastasiou.

⁶⁶ Lin-Gibson et al., « Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays ».

⁶⁷ Krifka et al., « A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers ».

⁶⁸ Spitznagel, Boldt, et Gierthmuehlen, « CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth ».

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

⁷⁰ Luvahutanon et al.

⁷¹ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

⁷² Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

⁷³ Krejci et al., « Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements ».

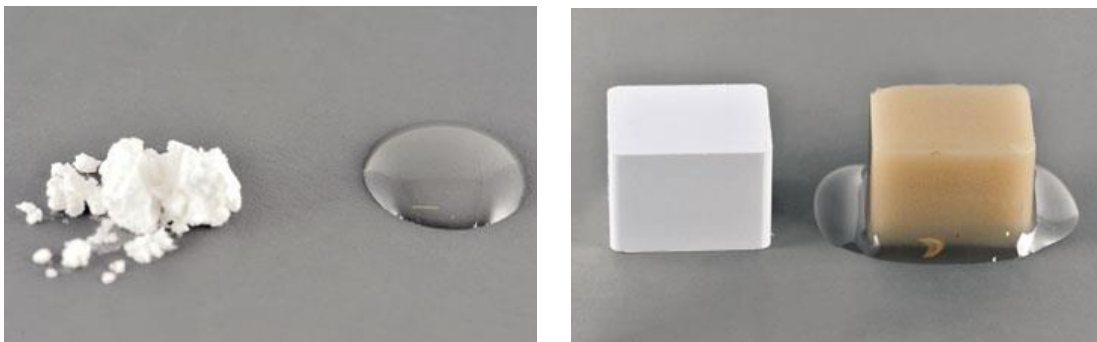
⁷⁴ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials : two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ».

matériau que plusieurs décennies plus tard⁷⁵. Ce problème a été résolu par le brevet de M. Sadoun, qui a introduit un nouveau procédé de polymérisation utilisant la haute température (HT) et la haute pression (HP)⁷⁶. Le premier PICN, appelé Vita Enamic, a été introduit sur le marché en 2013 par Vita. La HT augmente la mobilité des chaînes et par conséquent la polymérisation, laquelle diminue avec la pression, tandis que la HP compense le retrait de polymérisation et réduit le nombre et la taille des défauts⁷⁷. Ce procédé de fabrication industriel HT-HP permet ainsi de résoudre le problème associé à la fabrication par mélange en autorisant une augmentation de la fraction inorganique par rapport aux composites indirect artisanaux⁷⁸. En effet, au-delà d'une fraction volumique d'environ 60 %, l'incorporation des charges par mélange devient plus difficile, ce qui favorise la formation de vides et de porosités pouvant entraîner une diminution de la résistance en flexion du matériau⁷⁹.

Les PICNs diffèrent donc considérablement des matériaux composites à charges dispersées classiquement incorporées par mélange (cf figure 9) et sont considérés comme des matériaux dont les phases constitutives sont interpénétrées. Le réseau de céramique des PICNs constitue un échafaudage tridimensionnel de particules interconnectées (par opposition aux particules dispersées) et forme ainsi un véritable squelette (cf figure 10) capable de répartir plus efficacement les contraintes dans toutes les directions, favorisant de ce fait le comportement biomécanique du matériau.

Figure 9 : Fabrication d'un composite à charges dispersées (à gauche), vs celle d'un PICN (à droite).

Pour le DF, les charges sont classiquement incorporées par mélange dans du monomère, alors que pour le matériau PICN, le réseau de céramique pré-fritté est infiltré avec un réseau de monomère qui sera secondairement polymérisé.



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

⁷⁵ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

⁷⁶ Sadoun, Composite ceramic block.

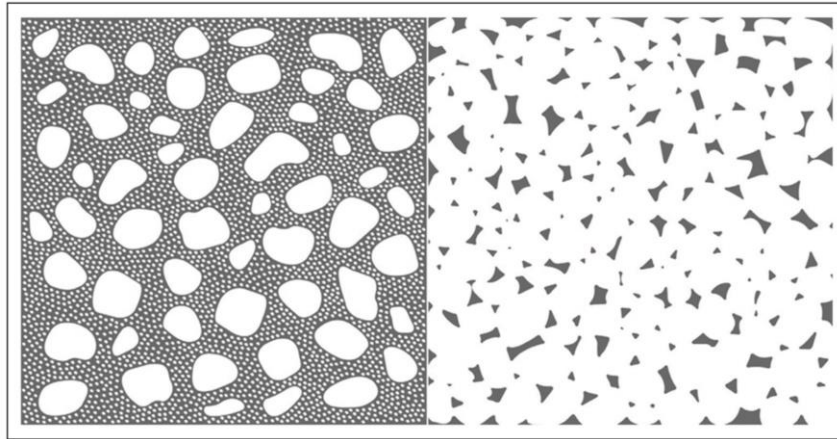
⁷⁷ Nguyen et al., « Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization ».

⁷⁸ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

⁷⁹ Ilie et Hickel, « Investigations on mechanical behaviour of dental composites ».

Figure 10 : Illustration schématique de la microstructure d'un composite à charges dispersées (à gauche), par rapport à un matériau PICN (à droite).

Le réseau céramique du PICN (de couleur blanche) constitue un échafaudage tridimensionnel de particules de céramiques frittées, formant ainsi un véritable squelette.



Source : Mainjot, « From artisanal to CAD-CAM blocks », 2016

1.3 Conclusion sur les principaux matériaux utilisés en prothèse conjointe

L'évolution des matériaux et des impératifs économiques en prothèse conjointe esthétique oriente de plus en plus la tendance vers les procédés CAD-CAM et plus particulièrement chairside. Ces procédés tendent à simplifier les procédures de traitement par l'utilisation de matériaux plus facilement usinables et notamment de restaurations monolithiques qui sont simplement maquillées, sans cuisson après usinage, et ainsi aisément réalisées au cabinet dentaire. Ces restaurations présentent des propriétés mécaniques uniformes, et bien que leurs propriétés optiques soient limitées, leur rendu esthétique semble satisfaisant pour les restaurations postérieures. Ces procédés CAD-CAM permettent en outre d'obtenir des matériaux plus homogènes avec moins de défauts. Ils ont également permis l'introduction de matériaux plus sophistiqués comme la zircone (seuls ces procédés sont capables de prévoir et de gérer la rétraction significative du matériau survenant lors du frittage) et les nouveaux composites CAD-CAM (en accédant à de nouveaux modes de polymérisation).

Malgré une bonne résistance en flexion et d'excellentes propriétés optiques et biologiques^{80,81}, les vitrocéramiques demeurent des matériaux fragiles présentant une faible usinabilité. Les composites

⁸⁰ Magne et Knezevic, « Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars ».

⁸¹ Yamanel et al., « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities : 3 D finite element analysis ».

CAD-CAM à charges dispersées sont, quant à eux, particulièrement adaptés aux procédés CAD-CAM chairside pour la fabrication de restaurations monolithiques unitaires notamment, car sont facilement usinables et ne nécessitent pas de procédure de cuisson après usinage, contrairement à certaines céramiques comme l'IPS e.max CAD ou la zircone. Cependant, ils présentent certaines limites, notamment en termes de propriétés mécaniques et de biocompatibilité^{82,83}. Enfin, l'intérêt croissant porté aux procédés CAD-CAM et l'introduction de modes de polymérisation innovants, a permis le développement de nouvelles compositions et notamment des matériaux de type PICN, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives dans le paysage de la dentisterie restauratrice. Leurs propriétés spécifiques seront développées dans la partie suivante.

⁸² Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

⁸³ Darmani, Al-Hiyasat, et Milhem, « Cytotoxicity of dental composites and their leached components ».

2 : Propriétés des PICNs

Le biomatériau idéal en prothèse conjointe esthétique se devrait d'imiter aux plus près les propriétés mécaniques, biologiques et optiques des tissus dentaires devant être remplacés. A l'heure actuelle, ce biomatériau idéal n'existe pas. Il conviendra donc de faire un compromis en choisissant le matériau le plus adapté à chaque situation clinique. Afin de réaliser ce choix raisonné, il est fondamental de connaître les propriétés spécifiques des matériaux les plus communément utilisés. Il est ici proposé de dresser une ébauche de cette problématique sous l'angle des PICNs, en passant en revue leurs différentes propriétés, ainsi que leurs principaux avantages et inconvénients.

2.1 Les différentes générations de PICNs

Le premier PICN fut commercialisé par Vita en 2013 sous le nom de Vita Enamic, et demeure à ce jour encore le seul PICN disponible sur le marché. Différents types de PICNs expérimentaux homogènes plus performants ont par la suite été développés *in vitro*⁸⁴. Enfin, les dernières avancées ont récemment introduit un tout nouveau PICN expérimental biomimétique caractérisé par un gradient de propriétés mécaniques et optiques⁸⁵.

Le PICN Vita Enamic est le résultat de l'infiltration d'un réseau de vitrocéramique préalablement fritté (86 % en poids, 75 % en volume ; céramique feldspathique Vita Mark II), par un mélange de monomère d'UDMA et de TEGDMA (14 % en poids, 25 % en volume), lequel est secondairement polymérisé.

Les différents PICNs expérimentaux homogènes présentés par la suite par Nguyen et al. sont réalisés par coulée en barbotine et infiltration du réseau de vitrocéramique fritté par de l'UDMA pur. L'amélioration réside notamment dans le procédé de fabrication du réseau de vitrocéramique (réalisé par coulée en barbotine vs pressé pour le Vita Enamic), la taille des grains (2,6 μm vs 4,5 μm pour le Vita Enamic), l'optimisation du procédé de polymérisation HT-HP (180°C ; 300 MPa vs inconnu pour le Vita Enamic) ainsi que la composition de la matrice polymère, laquelle est composée uniquement d'UDMA pur, sans TEGDMA et avec ou non présence d'un initiateur^{86,87}.

⁸⁴ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

⁸⁵ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

⁸⁶ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

⁸⁷ Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

Le dernier né de cette famille de biomatériau est le PICN expérimental biomimétique (FG-PICN) développé par Michael Sadoun⁸⁸ et récemment présenté dans l'article d'Eldafrawy et al.⁸⁹. Il possède un gradient de propriétés mécaniques et optiques qui vise à reproduire au mieux le comportement des tissus dentaires (émail et dentine). Le réseau de céramique est fabriqué par coulée en barbotine, puis fritté et infiltré avec une matrice d'UDMA contenant un initiateur, laquelle est secondairement polymérisée sous HT-HP (180°C ; 300 MPa), selon la même procédure que celle décrite par Nguyen et al⁹⁰. La barbotine servant à réaliser le réseau de céramique contient un mélange de deux poudres de vitrocéramiques : de la poudre émail (25 vol %, grains de 2,6 µm, propriétés optiques incisales) et de la poudre dentine (25 vol %, grains de 4,5 µm, propriétés optiques dentinaires). De l'eau désionisée est ajoutée à ce mélange qui est ensuite centrifugé avant d'être fritté. Cette procédure permet d'obtenir, après frittage, un gradient de densité de poudre de vitrocéramique, caractérisé par une diminution du pourcentage de vitrocéramique avec la profondeur (cf figure 11, gauche) : les gros grains étant concentrés dans la partie dentinaire du bloc (partie externe), et les plus petits dans la partie amélaire (en profondeur). En raison de la différence de taille des grains, le frittage partiel de la poudre émail entraînera une rétraction plus importante ainsi qu'un plus faible ratio de porosités ouvertes disponibles pour l'infiltration de monomères, en comparaison avec la poudre dentine, comme le montrent les images au MEB (cf figure 11, droite). Par conséquent, le FG-PICN se caractérise par un gradient dans sa microstructure au-travers de l'échantillon, entraînant des variations progressives et significatives des propriétés à la fois mécaniques et optiques dans le matériau. Afin d'analyser ces différentes propriétés, Eldafrawy et al. ont sectionné les blocs de FG-PICN en 9 couches : la couche 1, se rapprochant des propriétés de l'émail, est caractérisée d'« enamel-like », tandis que la couche 9, plus proche des propriétés dentinaires est, quant à elle, caractérisée de « dentin-like ».

Les principales caractéristiques des différentes générations de PICNs sont résumées dans le tableau 1.

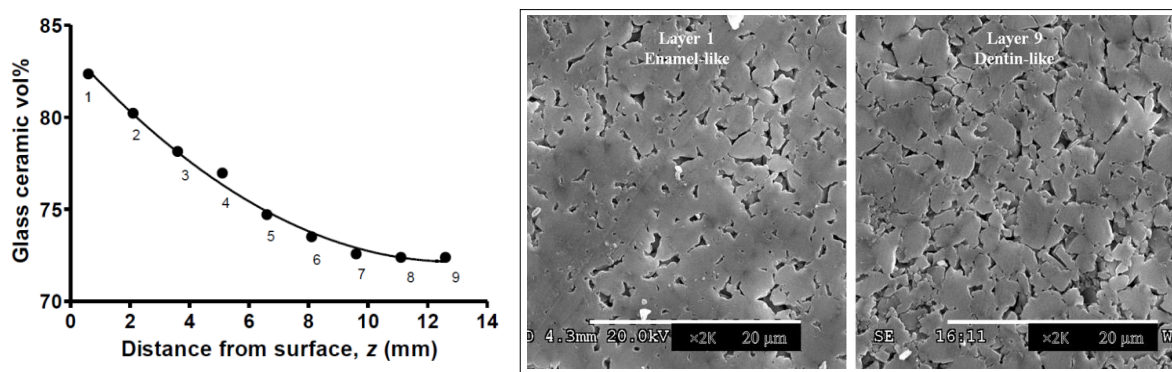
⁸⁸ Sadoun, Composite ceramic block.

⁸⁹ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

⁹⁰ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

Figure 11 : Pourcentage volumique de vitrocéramique (% vol.) des neuf couches du FG-PICN, à gauche ; images au MEB de la première (1^e) et dernière couche (9^e) du bloc de FG-PICN, à un grossissement x2000, à droite.

On remarque que la fraction volumique en vitrocéramique diminue de la couche 1 (« enamel-like ») à la couche 9 (« dentin-like »). La caractérisation du réseau de céramique poreux a mis en évidence une plus grande porosité dans la couche 9 que dans la couche 1.



Source : Eldafrawy, « A functionally graded PICN Material for biomimetic CAD-CAM blocks », 2018

Tableau 1 : Tableau récapitulatif des principales caractéristiques des différentes générations de PICNs.

	Vita Enamic	PICN exp. homogène	FG-PICN
Procédé de fabrication du réseau de vitrocéramique	Pressé	Coulée en barbotine	Coulée en barbotine
Fraction volumique en céramique	75 vol. %	73,8 vol. %	Couche 1 : ~ 82 vol. % Couche 9 : ~ 73 vol. %
Taille des grains	4,5µm	2,6µm	Poudre émail (25 vol %) = 2,6µm Poudre dentine (25 vol %) = 4,5µm
Composition de la matrice polymère	UDMA + TEGDMA	UDMA pur (+/- initiateur)	UDMA pur + initiateur
Procédé de polymérisation HT/HP	Inconnu	180°C ; 300 MPa	180°C ; 300 MPa

Source : Auteur, 2018 ; d'après Nguyen, « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks » 2014 ; Eldafrawy, « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach », 2017 ; Eldafrawy, « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks », 2018

2.2 Propriétés mécaniques

D'un point de vue biomécanique, le matériau de restauration idéal devrait présenter des propriétés mécaniques identiques ou se rapprochant le plus possible des tissus qu'il vise à remplacer, à savoir l'émail et la dentine⁹¹.

L'émail humain est un tissu fragile, rigide et non homogène, autant dans sa microstructure que dans sa composition. La dentine est, quant à elle, plus tenace et moins fragile. Les propriétés mécaniques (module élastique et dureté notamment) sont décroissantes de l'émail vers la dentine, la transition ayant majoritairement lieu au sein de la jonction émail-dentine (JED) qui constitue une zone tampon entre ces deux tissus de nature très différente⁹². La diminution du module élastique dans la zone de la JED lui confère une bonne capacité d'absorption des contraintes et de déviation des fissures, permettant notamment d'éviter qu'une fissure prenant naissance dans l'émail ne se propage dans la dentine et occasionne la fracture de la dent^{93,94}.

Les valeurs des principales propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine sont résumées dans le tableau 2 ci-dessous.

Tableau 2 : Principales propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine.

		Module élastique (GPa)	Dureté (GPa)	Ténacité (MPa/m)	Fraction polymère
EMAIL	Surface	94 – 108	3,6 – 5,8	0,6 – 1,5	10 vol. %
	Proche de la JED	64	3,5		
DENTINE	Proche de la JED	20	0,8	2,2 – 3,1	30 vol. %
	Profondeur	11	0,3		

Source : Auteur, 2018 ; d'après Xu, « Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin », 1998 ; Marshall « Mechanical properties of the dentinoenamel junction : AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture », 2001 ; Elfallah, « Effect of tooth bleaching agents on protein content and mechanical properties of dental enamel » 2015

⁹¹ Dirxen, Blunck, et Preissner, « Clinical performance of a new biomimetic double network material ».

⁹² Huang et al., « Bioinspired design of dental multilayers ».

⁹³ Marshall et al., « Mechanical properties of the dentinoenamel junction : AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture ».

⁹⁴ Madfa et Yue, « Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading : A review article ».

L'une des principales causes d'échec des restaurations collées est la présence de contraintes à l'interface dent/restauration du fait de l'absence de transition progressive des propriétés mécaniques au sein de l'assemblage⁹⁵. En effet, dans le cas par exemple d'une prothèse en zircono émaillée, il existe un important décalage entre les valeurs de module élastique de la céramique d'émaillage ($E \sim 70$ GPa) et de l'infrastructure ($E \sim 200$ GPa), d'autant plus que cette valeur chute drastiquement à l'interface de collage ($E \sim 2-10$ GPa) avec la dentine ($E \sim 20$ GPa). Cette inadéquation entre les différentes valeurs de module élastique (« E mismatch ») engendre une concentration de stress à l'interface favorisant l'apparition de fêlures et fractures, lesquelles constituent une complication clinique majeure des restaurations tout-céramique⁹⁶.

2.2.1 Module de rupture en flexion (résistance en flexion)

La microstructure particulière du PICN à une influence sur ses propriétés mécaniques, et notamment sa résistance mécanique en flexion. Dans la littérature, de nombreuses études se sont intéressées à la résistance en flexion 3 points des PICNs, en comparaison à celle d'autres matériaux classiquement utilisés en prothèse conjointe^{97,98}. Les résultats des différents auteurs sont globalement similaires et montrent que le Vita Enamic rapporte des valeurs de résistance en flexion comprises entre 125 et 202 MPa^{99,100}. Ces valeurs sont similaires à celles de l'IPS Empress CAD (~ 145 MPa) et du Lava Ultimate ($\sim 160 - 250$ MPa). Elles sont par ailleurs, inférieures à celles de la zircono ($\sim 700 - 1200$ MPa) et de l'IPS e.max CAD ($\sim 340 - 380$ MPa) et supérieures à celles de la céramique feldspathique Vita Mark II ($\sim 105 - 135$ MPa)^{101,102,103,104,105,106} (cf figure 12).

Les PICNs expérimentaux homogènes HT-HP ($180^\circ\text{C} - 300$ MPa ; 73,8 vol. %) analysés par Nguyen et al. ont montré une résistance en flexion d'environ 288 MPa pour celui sans initiateur, et atteignant les 305 MPa environ pour celui avec initiateur, valeurs proches de celles de l'IPS e.max CAD, tandis que les mêmes composants HT-HP fabriqués par mélange de charges (DF ; 65 vol. %) présentaient une

⁹⁵ Madfa et Yue.

⁹⁶ Conrad, Seong, et Pesun, « Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review ».

⁹⁷ Irie et al., « Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study ».

⁹⁸ Manhart et al., « Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins ».

⁹⁹ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

¹⁰⁰ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

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

¹⁰² Homaei et al., « Fatigue resistance of monolithic CAD/CAM ceramic crowns on human premolars ».

¹⁰³ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM Polymer-infiltrated Ceramic Network ».

¹⁰⁴ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

¹⁰⁵ Lauvahutanon et al., « Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM ».

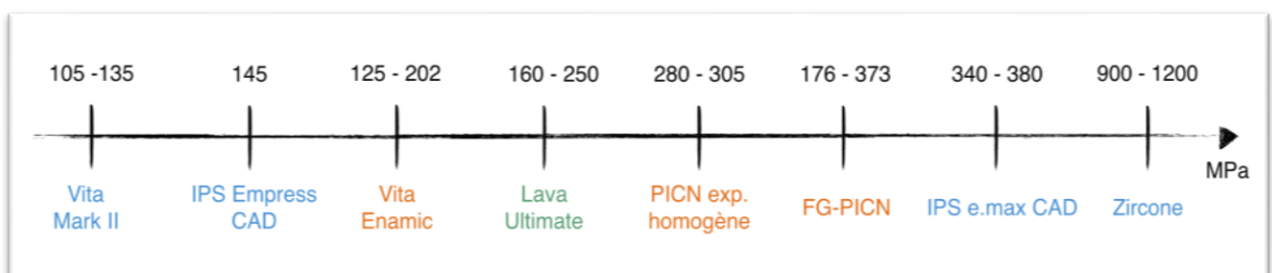
¹⁰⁶ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

résistance en flexion inférieure¹⁰⁷. Ces résultats soulignent l'influence de la microstructure du matériau sur sa résistance en flexion : une microstructure de type DF donne des valeurs inférieures à une microstructure de type PICN (réseau de céramique pré-fritté), sous conditions de polymérisation HT-HP identiques.

Cependant, selon Coldea et al., la résistance en flexion des PICNs testés augmente avec la diminution du ratio en céramique, ceci étant en contradiction avec les résultats de Nguyen et al. selon lesquels la résistance en flexion du PICN contenant 73,8 vol. % de céramique est très nettement supérieure à celle du PICN 65 vol. ¹⁰⁸. Cela s'explique par le fait que l'influence du volume de charges sur la résistance en flexion d'un matériau ne peut être analysée comme une relation univoque directe. On peut néanmoins suggérer que l'infiltration d'une phase visco-élastique dans le réseau de céramique entraîne un mécanisme de renforcement comparable aux matériaux composites céramique-métal à phases interpénétrées (IPC), les pores et défauts de la céramique des PICNs étant complètement remplis par le polymère^{109,110,111}.

Les valeurs de résistance en flexion du Vita Enamic inférieures au PICN expérimental fabriqué par coulée en barbotine^{112,113}, malgré la fraction volumique similaire du réseau de céramique (75 % pour le Vita Enamic et 73,5 % pour le PICN expérimental), peuvent s'expliquer par l'influence du procédé de fabrication sur la microstructure du matériau (pressé vs coulée en barbotine) ainsi que par la différence de taille des particules de vitrocéramiques (plus petits grains dans le PICN expérimental : 2,6 vs 4,5 µm pour le Vita Enamic¹¹⁴)¹¹⁵, ces deux facteurs ayant un impact majeur sur les propriétés du matériau.

Figure 12 : Ordre de grandeur des résistances en flexion des principaux matériaux CAD-CAM.



Source : Auteur, 2018

¹⁰⁷ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

¹⁰⁸ Nguyen et al.

¹⁰⁹ Prielipp et al., « Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks ».

¹¹⁰ Travitzky et Shlayan, « Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu-O composites fabricated by pressureless infiltration technique ».

¹¹¹ Wegner et Gibson, « The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites ».

¹¹² Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

¹¹³ Ruse et Sadoun, « Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications ».

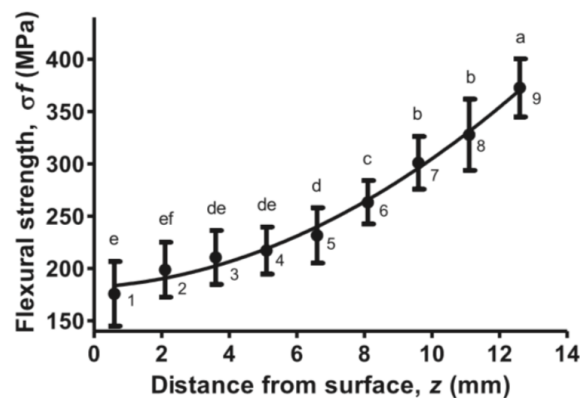
¹¹⁴ Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

¹¹⁵ Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

Enfin, concernant le FG-PICN, la zone « dentin-like » est plus résistante que la zone « enamel-like », avec une résistance en flexion qui augmente avec la fraction en polymère, de la couche 1 (17,6 vol. % polymère ~ 176MPa) à la couche 9 (27,6 vol. % polymère ~ 373MPa) (cf figure 13). Ceci peut s'expliquer par le fait que la fraction polymère promeut le comportement viscoélastique du matériau, ce qui entrave l'initiation et la propagation des fissures, d'une façon similaire au mécanisme ayant lieu au sein de la dentine (qui contient 30 % en volume de polymère, contre 10 % en volume pour l'émail)¹¹⁶. Les valeurs du FG-PICN sont supérieures au PICN Vita Enamic commercialisé ainsi qu'aux composites CAD-CAM DFs, similaires à l'IPS e.max CAD et inférieures à la zircone (cf figure 12)¹¹⁷.

Figure 13 : Résistance en flexion des 9 couches du FG-PICN.

On note une augmentation de la résistance en flexion du FG-PICN de la couche 1 vers la couche 9, c'est-à-dire avec l'augmentation du ratio de polymère de la surface vers la profondeur.



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

2.2.2 Module élastique

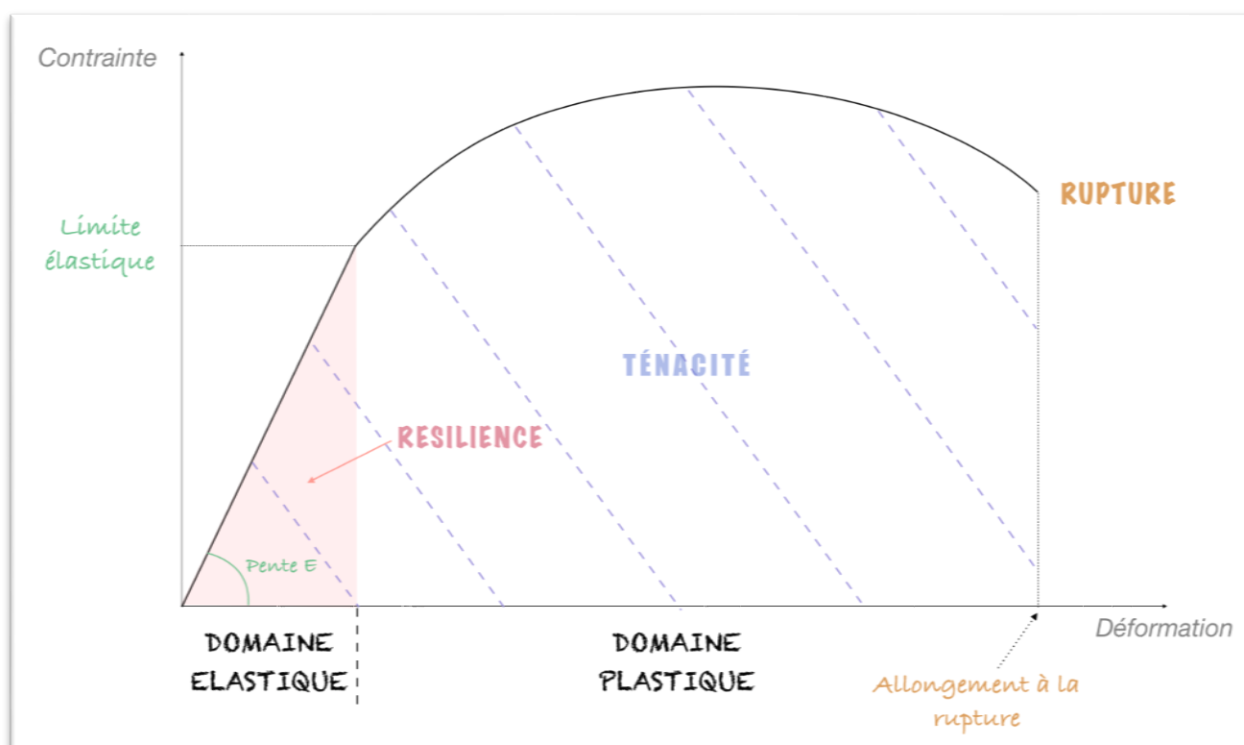
Le module d'élasticité (flexural modulus) noté E, également appelé module de Young et s'exprimant en GPa, caractérise la rigidité d'un matériau, c'est-à-dire sa résistance à la déformation élastique. Il correspond à la pente de la courbe contrainte/déformation d'un essai de traction dans sa partie élastique (cf figure 14) et peut être utilisé pour évaluer la quantité d'énergie qu'un matériau peut emmagasiner élastiquement¹¹⁸. Il dépend de la nature des liaisons entre les atomes (ou les molécules constituant le matériau) et augmente avec la force des liaisons. Plus le module élastique est élevé, plus la résistance du matériau à la déformation élastique sera grande.

¹¹⁶ Berkovitz, Holland, et Moxham, *Oral anatomy, histology and embryology*.

¹¹⁷ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹¹⁸ Cesar, Miranda, et Braga, « Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations ».

Figure 14 : Diagramme contrainte-déformation d'un essai de traction.



Source : Auteur, 2018

Le module élastique du Vita Enamic (~22 – 38 GPa) et des PICNs expérimentaux homogènes (~16 - 30GPa) se situent entre ceux de la dentine (~15 à 20 GPa) et de l'émail (~50 à 100 GPa ; cf tableau 1). Les principaux composites CAD-CAM DFs (Lava Ultimate ~11-16 GPa ; Cerasmart ~12 GPa) présentent, quant à eux, un module élastique inférieur à la dentine, tandis que celui des céramiques CAD-CAM et notamment de l'IPS e.max CAD (~60 – 93 GPa), est similaire à l'émail, à l'exception de la zircone qui est extrêmement rigide (~200 GPa) (cf figure 15)^{119,120,121,122,123,124,125,126,127,128}.

¹¹⁹ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

¹²⁰ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material ».

¹²¹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of Polymer-infiltrated Ceramic Network materials ».

¹²² He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

¹²³ Borba et al., « Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures ».

¹²⁴ Dietschi et Spreafico, « Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations ».

¹²⁵ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

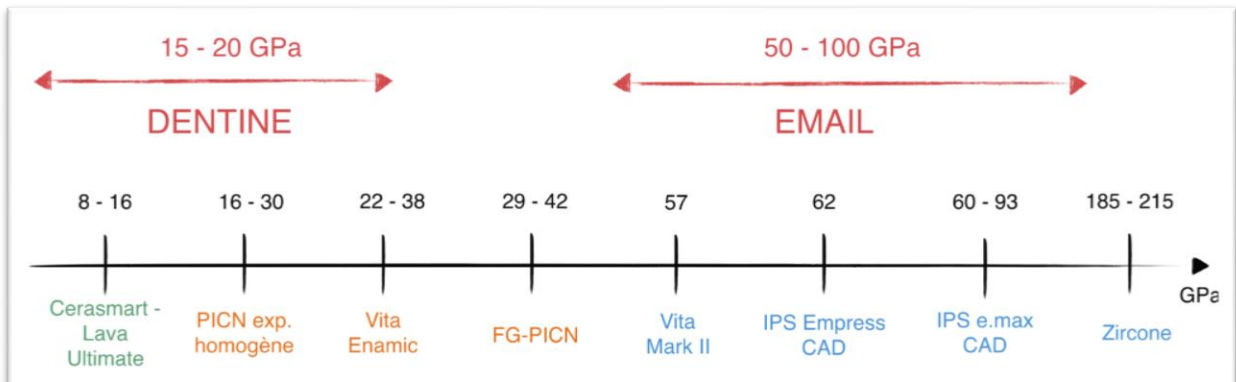
¹²⁶ Lauvahutanon et al., « Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM ».

¹²⁷ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹²⁸ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

Figure 15 : Valeurs approximatives des modules élastiques des principaux matériaux CAD-CAM.

Les valeurs de la dentine et de l'émail sont données à titre de comparaison.



Source : Auteur, 2018

Selon Coldea et al., le module élastique des PICNs expérimentaux homogènes augmente avec la fraction volumique en céramique (%), laquelle peut également être augmentée par frittage¹²⁹.

Le FG-PICN présente, quant à lui, un gradient de module élastique proche de celui de l'émail en surface (couche 1 « enamel-like » ~42 GPa), et de celui de la dentine en profondeur (couche 9 « dentin-like » ~29 GPa)¹³⁰ (cf figure 15 et 16). Bien que la variation du module élastique ayant lieu au niveau de la JED soit brusque, la transition progressive observée au sein du FG-PICN, de la surface vers la profondeur, rappelle le phénomène existant dans les tissus dentaires (cf figure 16, à droite), et pourrait suggérer une réduction du taux d'échec des restaurations induites par un stress en fatigue¹³¹.

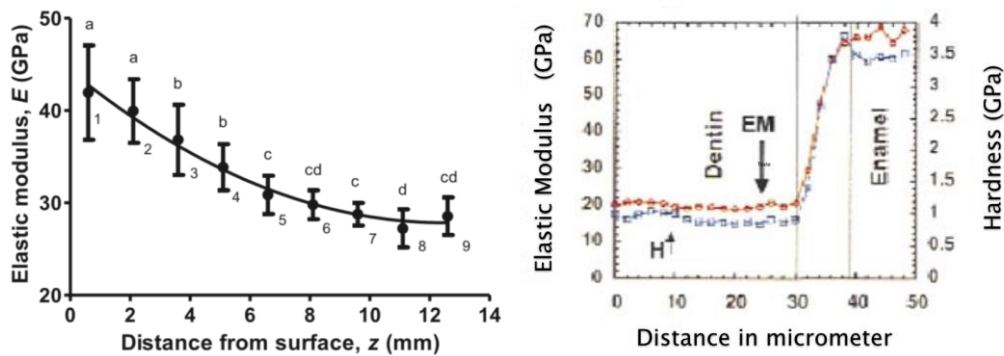
¹²⁹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of Polymer-infiltrated Ceramic Network materials ».

¹³⁰ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹³¹ Rahbar et Soboyejo, « Design of functionally graded dental multilayers : design of functionally graded dental multilayers ».

Figure 16 : A gauche, gradient de module élastique à travers le bloc FG-PICN ;

à droite, variations du module d'Young au travers des tissus dentaires. On note qu'au niveau de la JED, le module d'Young évolue linéairement de l'émail vers la dentine, ce phénomène permettant de réduire considérablement le stress au sein de l'émail.



Source : Eldafrawy, « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks », 2018 ; Marshall « Mechanical properties of the dentinoenamel junction », 2001

Enfin, en raison de la meilleure correspondance entre les modules élastiques de la dentine, des colles (6,8 – 10,8 GPa)¹³² et des PICNs, une répartition plus uniforme des contraintes durant la mastication peut être attendue^{133,134}, ce qui pourrait limiter l'incidence des échecs de restaurations par décollement, fêlure/fracture ou percolation du joint. Des cas de décollement de couronnes en Lava Ultimate collées sur des piliers implantaires en zircone ont en effet été rapportés par Schepke et al. qui attribuent ces échecs à l'inadéquation de modules élastiques entre la zircone et le composite CAD-CAM (Lava Ultimate) et à la concentration de stress résultante à l'interface¹³⁵, entraînant une plus importante déformation élastique du composite que de la céramique rigide¹³⁶. Ainsi pour des restaurations unitaires, le matériau de restauration aura intérêt à avoir un module élastique proche de celui des tissus dentaires, alors qu'en cas de restauration plurale et notamment pour la réalisation d'infrastructure de plusieurs éléments, il conviendra de choisir un matériau plus rigide, tel que la zircone. Enfin, concernant les restaurations sur implants, il est généralement admis que les matériaux de restauration ayant un faible module élastique, tels que les composites, en comparaison avec le métal ou la céramique, entraînent une meilleure répartition des contraintes autour des implants¹³⁷,

¹³² Dietschi et Spreafico, « Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations ».

¹³³ Ichim et al., « Restoration of non-carious cervical lesions. Part II : restorative material selection to minimise fracture ».

¹³⁴ Ausiello et al., « Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations : a 3D-FEA study ».

¹³⁵ Lawn et Lee, « Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading ».

¹³⁶ Schepke et al., « Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments : a case series within a randomized clinical trial ».

¹³⁷ Maminskas et al., « The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain : a systematic literature review of finite element studies ».

conférant ainsi aux restaurations une certaine capacité d'amortissement et d'absorption des contraintes¹³⁸, ce qui pourrait favoriser l'ostéointégration et la survie des implants¹³⁹.

2.2.3 Énergie de rupture en flexion

L'énergie de rupture en flexion d'un matériau est une propriété intéressante qui caractérise la capacité de celui-ci à amortir les chocs. Elle traduit l'énergie mécanique emmagasinée par le barreau de l'essai de flexion avant sa rupture. Les PICNs ont un comportement fragile : au niveau macroscopique ils ne présentent pas de déformation plastique, il s'agira d'une déformation élastique seulement ; mais d'un point de vue microscopique, ils présentent une petite déformation plastique en tête de fissure, due à la présence de la phase polymère viscoélastique (élasticité non linéaire). D'après Eldafrawy et al., les valeurs d'énergie de rupture en flexion du FG-PICN atteignent les 27,1 mJ environ dans la zone dentinaire (contre 2,9 mJ dans la couche 1 de la zone amélaire), tandis que les valeurs de l'IPS e.max CAD et de la zircone HT-ZIR (Katana Zirconia, Kuraray Noritake ; 3^e génération) sont respectivement d'environ 6,5 et 12 mJ¹⁴⁰. Cette propriété du FG-PICN améliore la capacité du matériau à absorber les chocs, et pourrait s'avérer particulièrement intéressante notamment en cas de fort stress occlusal ou de restauration sur implant (absence de ligament parodontal) par exemple.

2.2.4 Déformation à la rupture

La déformation à la rupture (« strain at failure ») d'un matériau, exprimée en %, est la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement avant de se rompre. Les matériaux ductiles (composites) auront tendance à avoir un allongement à la rupture élevé, tandis que les matériaux fragiles présenteront à l'inverse de plus faibles valeurs.

Selon Swain et al.¹⁴¹, le Vita Enamic (0,45 %) présente une déformation à la rupture similaire à l'IPS e.max CAD (0,43 %) et supérieure aux autres céramiques testées (Vita Mark II : 0,24 % ; Vita Mark 9 : 0,21 % ; In-Ceram Alumina : 0,11 %), à l'exception de la zircone (0,65 %), dont la valeur est similaire à celle du PICN expérimental (0,6 %). Il faut cependant noter que les valeurs de déformation à la rupture dépendent du protocole expérimental employé (indentation, traction, etc...).

L'analyse de PICNs expérimentaux par Coldea et al. suggère que l'infiltration d'une phase viscoélastique dans la céramique poreuse augmente sa déformation à la rupture¹⁴².

¹³⁸ Magne et al., « Damping behavior of implant-supported restorations ».

¹³⁹ Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) : a straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region ».

¹⁴⁰ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹⁴¹ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

¹⁴² Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of Polymer-infiltrated Ceramic Network materials ».

2.2.5 Ténacité

La ténacité (K_{IC}) correspond au coefficient de concentration de contraintes et caractérise la capacité d'un matériau à résister à l'amorçage d'une fissure catastrophique (« 1 » : en mode 1, c'est-à-dire en ouverture, en tension et non en cisaillement ; « C » critique : jusqu'à la rupture du matériau). Elle est classiquement évaluée par l'application d'une charge (contrainte) sur une éprouvette pré-entaillée (géométrie du défaut), c'est-à-dire en ouvrant la fissure jusqu'à la rupture de l'échantillon. La charge maximale enregistrée est utilisée pour calculer le K_{IC} en $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$, en fonction de la géométrie du défaut initiateur.

La ténacité d'un matériau dépend, entre autres, de la distribution spatiale de ses phases constitutives. Dans la littérature, les valeurs moyennes de K_{IC} rapportées pour le Vita Enamic sont généralement de l'ordre des $1 - 1,7 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$ ^{143,144,145,146} et d'environ $2,8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$ pour les PICNs expérimentaux homogènes¹⁴⁷. Ces valeurs varient d'une étude à l'autre car elles dépendent de certains facteurs associés au design de l'essai^{148,149}, notamment la taille et la géométrie de l'encoche initiale créée^{150,151}. Ces valeurs se situent habituellement entre celles des céramiques feldspathiques ($\sim 0,7 - 1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$)¹⁵² et des composites artisanaux directs ($\sim 1,3 - 1,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$)¹⁵³, avec des valeurs proches du Lava Ultimate ($\sim 1,3 - 1,6 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$) et des céramiques renforcées (IPS e.max CAD $\sim 1,6 - 2,4 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$)^{154,155,156,157} et inférieures à la zircone ($3,5 - 5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$)^{158,159} (cf figure 17).

¹⁴³ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a Polymer-infiltrated Ceramic Network material ».

¹⁴⁴ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ».

¹⁴⁵ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

¹⁴⁶ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

¹⁴⁷ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

¹⁴⁸ Scherrer, Denry, et Wiskott, « Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic ».

¹⁴⁹ Fischer et Marx, « Fracture toughness of dental ceramics : comparison of bending and indentation method ».

¹⁵⁰ Della Bona, Corazza, et Zhang, « Characterization of a Polymer-infiltrated Ceramic Network material ».

¹⁵¹ Fischer, Waandich, et Telle, « Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results ».

¹⁵² Gonzaga et al., « Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations ».

¹⁵³ Rodrigues et al., « Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite ».

¹⁵⁴ Badawy, El-Mowafy, et Tam, « Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials : alternative loading approach for compact tension test ».

¹⁵⁵ Sonmez et al., « Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests : a comparative in vitro study ».

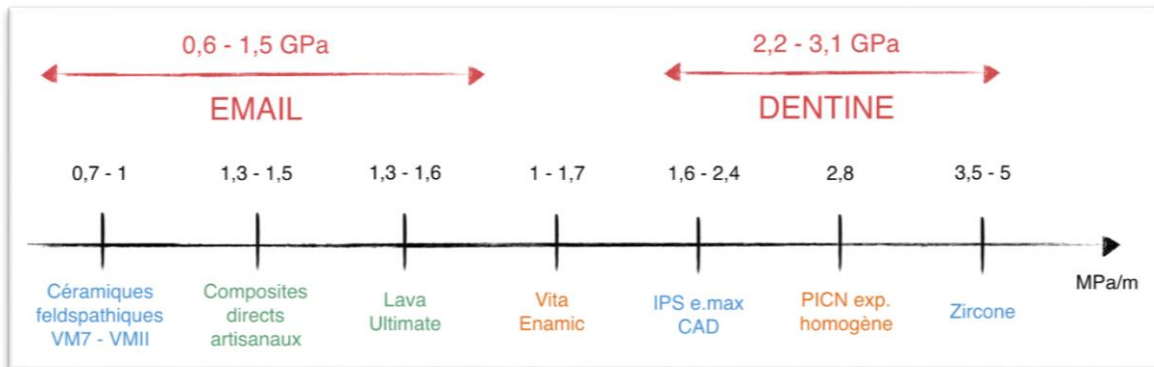
¹⁵⁶ Goujat et al., « Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials ».

¹⁵⁷ Coldea, Swain, et Thiel, « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ».

¹⁵⁸ Coldea, Swain, et Thiel.

¹⁵⁹ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

Figure 17 : Valeurs approximatives de la ténacité des principaux matériaux CAD-CAM.



Source : Auteur, 2018

En comparaison aux tissus dentaires, le Vita Enamic présente une ténacité supérieure à l'émail¹⁶⁰. Les compositions respectives du Vita Enamic (75 % en volume de phase céramique et 25 % en volume de matrice polymère) et de l'émail (95 % en volume de particules minérales inorganiques, le reste étant constitué de protéines organiques et d'eau¹⁶¹) justifient cette disparité. La grande ténacité des PICNs est probablement due à l'infiltration de la céramique par un polymère et au réseau dual tridimensionnel interconnecté en résultant. Ainsi, les fissures se propagent principalement à travers le réseau de céramique et sont déviées à l'interface polymère-céramique¹⁶². En effet, en tête de fissure, un phénomène de plasticité au sein du polymère semble avoir lieu et permet d'améliorer la ténacité du matériau. Cela a notamment été confirmé par Swain et al. qui, par des tests de simulation de mastication in vitro, ont montré que des couronnes en Vita Enamic présentaient une plus grande résistance à l'initiation de fêlures, en comparaison aux couronnes en vitrocéramique IPS e.max CAD¹⁶³. Ce processus de déviation des fissures à l'interface est retrouvé plus largement dans les matériaux à phases interpénétrées (IPC) : en effet, la phase présentant la plus grande déformation à la rupture arrête les fissures induites dans la seconde phase, améliorant ainsi la résistance à la fracture du matériau dans son ensemble^{164,165,166,167}.

¹⁶⁰ Badawy, El-Mowafy, et Tam, « Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials : alternative loading approach for compact tension test ».

¹⁶¹ Setally Azevedo Macena et al., « A comparative study on component volumes from outer to inner dental enamel in relation to enamel tufts ».

¹⁶² Min J., Dwayne, et Dandan, « Comparison of human enamel and Polymer-infiltrated Ceramic Network material "enamic" through micro- and nano-mechanical testing ».

¹⁶³ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

¹⁶⁴ Travitzky et Shlayan, « Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu-O composites fabricated by pressureless infiltration technique ».

¹⁶⁵ Prielipp et al., « Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks ».

¹⁶⁶ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of Polymer-infiltrated Ceramic Network materials ».

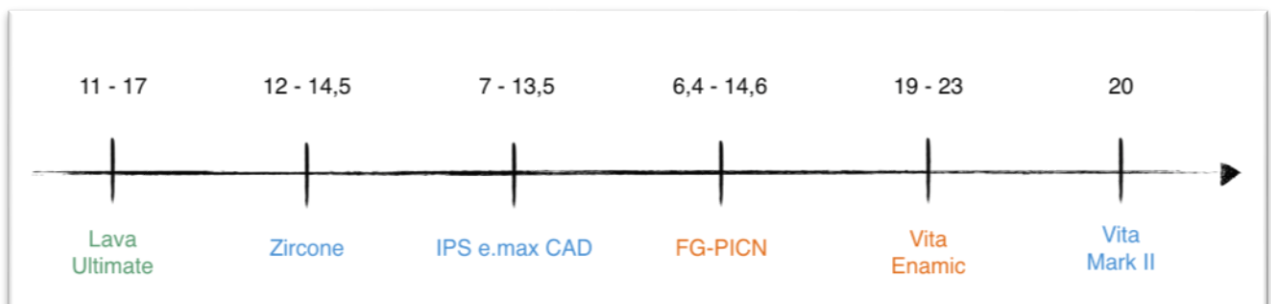
¹⁶⁷ Nalla, Kinney, et Ritchie, « Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin : the role of toughening mechanisms ».

2.2.6 Module de Weibull

Pour les céramiques et d'autres matériaux fragiles, la contrainte maximale qu'un échantillon peut supporter avant de se rompre peut varier d'un échantillon à l'autre, même dans des conditions d'essai identiques. Ceci est lié à la distribution physique des défauts présents à la surface ou dans le corps de l'échantillon, lesquels sont le point d'initiation critique des fêlures dans le processus de rupture fragile. La description de la résistance d'un matériau dans un test donné doit être en toute rigueur représentée par une distribution de valeurs plutôt que par une valeur moyenne. Cette dispersion des valeurs est fondamentale dans la détermination de la fiabilité d'un matériau et la statistique de Weibull caractérisée par son module permet de la qualifier. Plus le module de Weibull est élevé, plus la répartition et la taille des défauts critiques sera homogène (distribution étroite) au sein des différents échantillons et plus la valeur de la caractéristique mécanique moyenne sera considérée comme fiable. Dans la littérature, le module de Weibull du Vita Enamic est généralement élevé (~18 – 23) et supérieur à celui de la majorité des matériaux de restauration (dont les valeurs sont rapportées dans la figure 18), suggérant que ce matériau présente une grande fiabilité structurelle^{168,169,170, 171}.

Quant au FG-PICN, son module de Weibull augmente avec la fraction en polymère de la couche 1 à la couche 9¹⁷², ce qui confirme le rôle du polymère dans le comportement viscoélastique du matériau, comme précédemment mentionné dans la partie 2.2.1.

Figure 18 : Module de Weibull des principaux matériaux de restaurations CAD-CAM.



Source : Auteur, 2018

¹⁶⁸ Homaei et al., « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ».

¹⁶⁹ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

¹⁷⁰ Spitznagel, Boldt, et Gierthmuehlen, « CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth ».

¹⁷¹ Wendler et al., « Chairside CAD/CAM materials. Part 2 : flexural strength testing ».

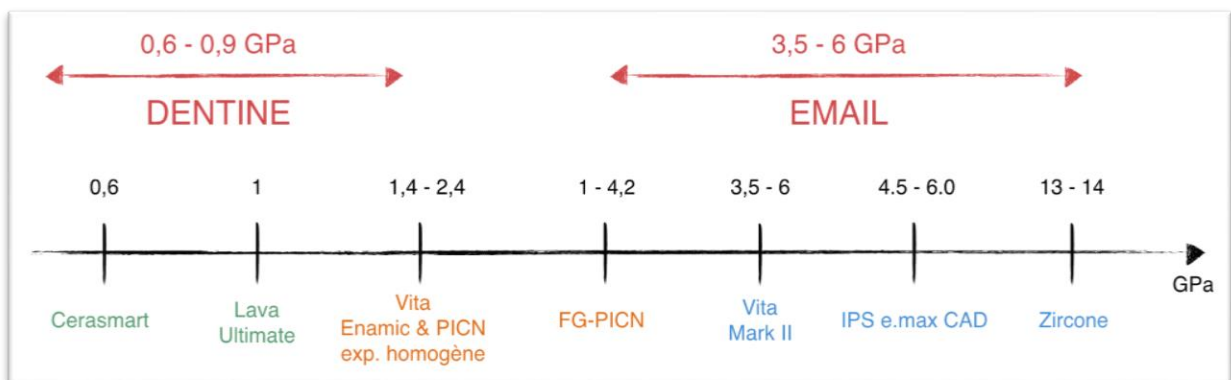
¹⁷² Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

2.2.7 Dureté

La dureté peut être définie comme la résistance d'un matériau à la pénétration d'un indenteur normalisé. C'est un des principaux paramètres *in vitro* (avec notamment l'état de surface et la microstructure) permettant de caractériser l'impact clinique d'une restauration sur l'usure des dents antagonistes. La mesure de ce paramètre s'effectue classiquement par indentation Vickers. La dureté rapportée pour le Vita Enamic et les PICNs expérimentaux est globalement inférieure aux céramiques CAD-CAM, supérieure ou similaire à celle des composites CAD-CAM et intermédiaire à celle des tissus dentaires (cf figure 19)^{173,174,175,176,177,178,179,180,181,182}.

Figure 19 : Valeurs approximatives de dureté des principaux matériaux de restauration CAD-CAM.

Les valeurs moyennes de l'émail et de la dentine sont également présentées à titre de comparaison.



Source : Auteur, 2018

¹⁷³ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

¹⁷⁴ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

¹⁷⁵ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹⁷⁶ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

¹⁷⁷ Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

¹⁷⁸ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

¹⁷⁹ Lawn et Lee, « Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading ».

¹⁸⁰ Mahoney et al., « The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth : an ultra-micro-indentation study ».

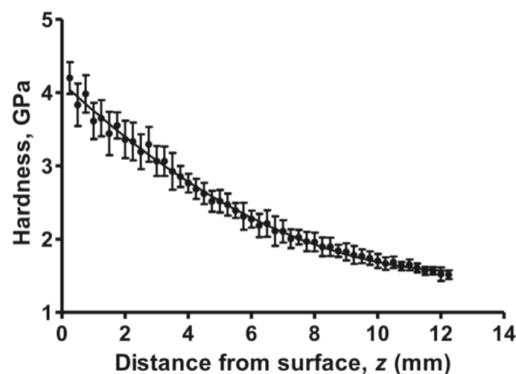
¹⁸¹ Park et al., « On the brittleness of enamel and selected dental materials ».

¹⁸² Albero et al., « Comparative characterization of a novel CAD-CAM polymer-infiltrated-ceramic-network ».

La dureté des PICNs expérimentaux augmente exponentiellement avec le ratio (%) de phase cristalline¹⁸³. De plus, le frittage du réseau de céramique (par opposition à une fabrication conventionnelle par mélange) engendre une augmentation significative de la dureté, laquelle est cependant diminuée par l'utilisation d'un initiateur^{184,185}. Cela suggère que la dureté du matériau PICN est influencée par le ratio céramique/polymère ainsi que par le procédé de fabrication.

Enfin, la dureté du FG-PICN présente une tendance biomimétique avec des valeurs presque identiques à celle de l'émail et de la dentine ainsi qu'un comportement fragile de la zone « enamel-like » significativement supérieur à celui de la zone « dentin-like » (cf figure 20)¹⁸⁶.

Figure 20 : Gradient de microdureté Vickers à travers le bloc FG-PICN.



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

2.2.8 Résistance à l'usure

Lorsque les tissus dentaires sont amenés à être remplacés par des matériaux de restaurations céramique ou composite, l'usure globale des dents est alors dépendante du comportement de ces matériaux. D'un point de vue de la résistance à l'usure, le matériau de restauration idéal s'userait au même rythme que les tissus dentaires : ni plus, ni moins, afin que sous l'effet des forces masticatoires, il permette une évolution favorable de l'occlusion (maximisant la durée de vie de la restauration, tout en évitant une usure excessive des tissus dentaires naturels antagonistes)¹⁸⁷. En effet, une usure dentaire excessive peut causer des problèmes d'hypersensibilité dentinaire¹⁸⁸ ainsi que des douleurs au niveau des muscles masticateurs et des ATM. En effet, de précédentes études ont montré que des

¹⁸³ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

¹⁸⁴ Nguyen et al., « High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks ».

¹⁸⁵ He et Swain, « A novel polymer infiltrated ceramic dental material ».

¹⁸⁶ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹⁸⁷ Seghi, Rosenstiel, et Bauer, « Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro ».

¹⁸⁸ Addy, « Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity - are they associated? »

vitrocéramiques (trois différents systèmes de céramique : Cerestore, coiffe en alumine ; Dicor, vitrocéramique ; Ceramco, système PFM, avec utilisation de la céramique Ceramco II body) peuvent engendrer une usure dentaire excessive des dents antagonistes, des courbes occlusales anormales voire même des troubles des ATM¹⁸⁹. De ce point de vue-là, les matériaux céramiques ne paraissent pas adaptés, notamment chez les patients présentant un fort stress occlusal : la zircone ne s'usant pas assez et les vitrocéramiques provoquant une usure antagoniste excessive¹⁹⁰, tandis que l'usure des composites DFs artisanaux est trop importante.

L'usure est un phénomène multiparamétrique assez complexe pour lequel il n'existe pas de relation univoque. En effet, le comportement à l'usure des restaurations est influencé par de nombreux facteurs : la contrainte elle-même (direction et cinétique, notamment en cas de bruxisme), la géométrie du contact (indenteur arrondi ou pointu), la salive (plus ou moins lubrifiante) ou encore l'environnement (pH par exemple) ; et enfin, par le matériau lui-même : son état de surface, sa dureté et sa microstructure (et notamment la teneur en charges^{191,192} ainsi que la taille, la géométrie et la distribution des particules dans le matériau). Ainsi, les PICNs présentent l'avantage d'avoir une dureté intermédiaire à celle des tissus dentaires, ce qui est favorable à ne pas générer une usure antagoniste accrue. Dans la littérature, les performances d'usure du Vita Enamic divergent selon les auteurs et les protocoles utilisés mais se situent globalement à l'intermédiaire de celles des céramiques et des composites et par tendance, apparaissent similaires à celles du composite CAD-CAM Lava Ultimate, tout en n'étant à la fois pas significativement différentes de celles de l'émail¹⁹³.

On peut également suggérer que les PICNs évolueront favorablement avec l'occlusion car auront tendance à s'user eux-mêmes plutôt que d'user les dents antagonistes. De plus, leur microstructure fine et homogène se traduit par un mécanisme de dégradation différent des composites à charges dispersées qui présentent une usure préférentielle de la matrice polymère entraînant une exposition des charges et leur saillie de la matrice, lesquelles auront tendance à se détacher sans se fracturer (cf figure 21)^{194,195}. Ainsi la microstructure innovante des PICNs aurait tendance à entraîner moins d'usure antagoniste que les composites DFs.

¹⁸⁹ DeLong et al., « The wear of enamel when opposed by ceramic systems ».

¹⁹⁰ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

¹⁹¹ Ferracane et al., « Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure ».

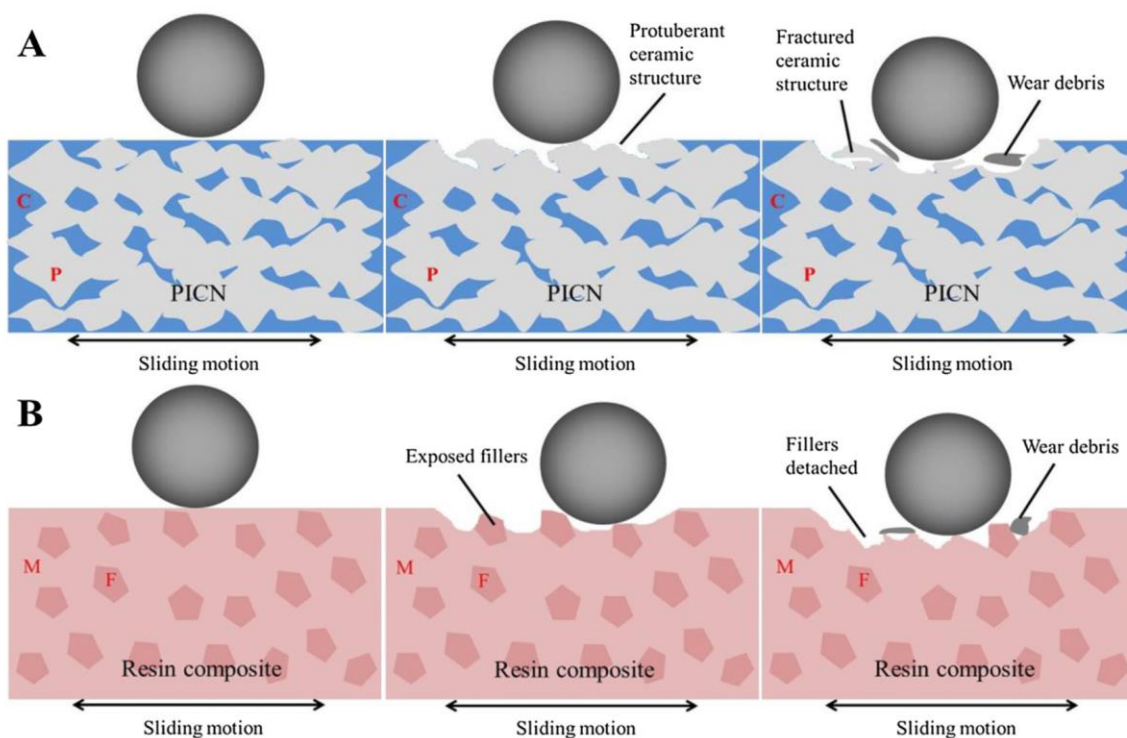
¹⁹² Li et al., « Effect of filler content and size on properties of composites ».

¹⁹³ Xu et al., « A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel ».

¹⁹⁴ Gan et al., « Friction and wear behaviors of indirect dental restorative composites ».

¹⁹⁵ Xu et al., « A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel ».

Figure 21 : Représentation schématique du processus d'usure et d'endommagement du Vita Enamic (A ; C : phase céramique, P : matrice polymère) et d'un composite (B ; F : charges, M : matrice).



Source : Xu, « A comparative study on the wear behavior of a Polymer-Infiltrated Ceramic Network (PICN) material and tooth enamel », 2017

Enfin, le gradient de dureté du FG-PICN proche des valeurs de l'émail et de la dentine, rend ce matériau très prometteur d'un point de vue de son comportement à l'usure (dureté Vita Enamic ~1.5 to 2.4 GPa contre 4.2 GPa pour la zone "enamel-like" du FG-PICN, cf figure 20)¹⁹⁶.

2.2.9 Usinabilité

Une des caractéristiques essentielles des matériaux adéquats à la CFAO est leur capacité à être usinés rapidement, sans écaillage et avec une réduction minimale de leur résistance mécanique^{197,198}.

Les composites CAD-CAM présentent une meilleure usinabilité que les céramiques, tout d'abord en raison de leur moindre fragilité, laquelle est directement corrélée à l'écaillage marginal de la restauration usinée^{199,200}. En effet, tous les PICNs testés par He et Swain présentaient un indice de

¹⁹⁶ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

¹⁹⁷ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

¹⁹⁸ Chavali, Nejat, et Lawson, « Machinability of CAD-CAM materials ».

¹⁹⁹ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

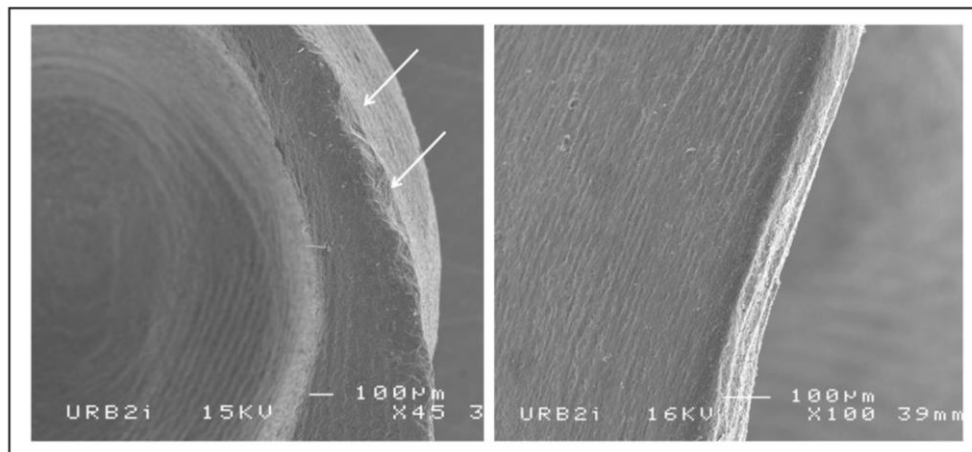
²⁰⁰ Tsitrou, Northeast, et van Noort, « Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor ».

fragilité inférieure à la valeur de référence garante d'une bonne usinabilité ($4,3 \mu\text{m}^{1/2}$)²⁰¹. Ils sont également caractérisés par un processus de fraisage plus rapide, une moindre usure des fraises²⁰² ainsi que des restaurations usinées présentant des marges plus lisses avec moins d'écaillage des bords (cf figure 22)^{203,204,205}. Enfin, ils présentent une plus grande tolérance aux dommages (contraintes occlusales et ajustage clinique des restaurations par fraisage) que les céramiques, ceci pouvant s'expliquer par l'infiltration de la céramique poreuse par un polymère. Cette propriété permet également leur usinage en plus faible épaisseur (0,2 – 0,5mm selon VITA Zahnfabrik), permettant ainsi la fabrication de restaurations minimalement invasives²⁰⁶.

Ainsi, les performances des PICNs en termes d'usinabilité et d'ajustage clinique des restaurations, tout comme l'absence de procédure de cuisson (cristallisation) après usinage (contrairement à l'IPS e.max CAD par exemple) rendent ce matériau très attractif.

Figure 22 : Observation au microscope électronique à balayage des marges d'une couronne en IPS e.max CAD (à gauche, grossissement x45) par rapport à une couronne expérimentale en PICN (à droite, grossissement x100).

Les restaurations ont été fraisées avec le même système CAD-CAM (Kavo Artica, Biberach, Allemagne) sur la base du même design.



Source : Mainjot, « From artisanal to CAD-CAM blocks », 2016

²⁰¹ Boccaccini, « Assessment of brittleness in glass-ceramics and particulate glass matrix composites by indentation data ».

²⁰² Lebon et al., « Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling ».

²⁰³ Awada et Nathanson, « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ».

²⁰⁴ Chavali, Nejat, et Lawson, « Machinability of CAD-CAM materials ».

²⁰⁵ Mainjot et al., « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ».

²⁰⁶ Coldea et al., « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ».

2.3 Propriétés biologiques

La biocompatibilité des différents composites CAD-CAM disponibles sur le marché est tout d'abord liée aux procédés de polymérisation utilisés (photopolymérisation ; HT ; HT-HP) et à leurs conséquences sur le degré de conversion des monomères. En effet, il a été rapporté que le degré de conversion est directement lié à la quantité de monomères libres relargués^{207,208}. Phan et al. ont à ce propos montré que l'UDMA polymérisé sous HT-HP présentait un taux de relargage de monomères radicalement inférieur à l'UDMA thermo ou photopolymérisé (l'UDMA HT-HP libre, après 24 heures, 388 fois moins de monomères que l'UDMA photopolymérisé)²⁰⁹. Ces résultats ont été confirmés par les travaux de Grenade et al., dans lesquels la libération d'UDMA de disques de PICN plongés dans un milieu de culture pendant 72 h, était indétectable²¹⁰. Or les monomères de type diméthacrylates peuvent induire des réponses biologiques indésirables (lésions de la pulpe dentaire, irritation des muqueuses, réactions allergiques, etc.)²¹¹. Ainsi, le degré de conversion des monomères influençant la réponse cellulaire²¹², il est important d'optimiser leur polymérisation afin de réduire les effets négatifs liés à leur relargage²¹³. En ce sens, les composites CAD-CAM, de par leur procédé de polymérisation spécifique HT-HP générant un haut degré de conversion, constituent une avancée considérable par rapport aux composites photopolymérisés.

La composition des composites CAD-CAM (associations Bis-GMA/UDMA/TEGDMA) a également un grand impact sur la biocompatibilité finale du matériau. Dans la composition du Vita Enamic, les monomères d'UDMA et de TEGDMA sont utilisés comme alternative au Bis-GMA qui présente une cytotoxicité vis-à-vis des fibroblastes gingivaux et pulpaux humains supérieure à l'UDMA²¹⁴. De plus, l'UDMA garanti un niveau de conversion et de réticulation supérieur au Bis-GMA²¹⁵. Tassin et al. ont montré que le Vita Enamic (UDMA + TEGDMA ; HT-HP) ainsi que deux PICNs expérimentaux testés (100% UDMA ; HT-HP) présentaient une cytotoxicité moindre vis-à-vis de cellules souches pulpaux et gingivales, en comparaison à un composite CAD-CAM à charges dispersées (Paradigm MZ100 : Bis-GMA + TEGDMA ; photopolymérisation)²¹⁶. Cependant, les monomères de bas poids moléculaire tels

²⁰⁷ Ferracane, « Elution of leachable components from composites ».

²⁰⁸ Mohsen, Craig, et Hanks, « Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching ».

²⁰⁹ Phan et al., « High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release ».

²¹⁰ Grenade et al., « Biocompatibility of Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ».

²¹¹ Van Landuyt et al., « How much do resin-based dental materials release? »

²¹² Lin-Gibson et al., « Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays ».

²¹³ Leprince et al., « Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency ».

²¹⁴ Gupta et al., « Release and toxicity of dental resin composite ».

²¹⁵ Sideridou, Tserki, et Papanastasiou, « Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins ».

²¹⁶ Tassin et al., « Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells ».

que le TEGDMA (également utilisés dans certains DFs) sont réputés, de par leur petite taille favorisant les procédés de diffusion, pour avoir de nombreux effets cytotoxiques et génotoxiques (notamment l'inhibition de certaines fonctions spécifiques des odontoblastes²¹⁷ et la perturbation du potentiel de différenciation des cellules souches dentaires²¹⁸), d'où l'intérêt du développement de PICNs expérimentaux avec une matrice polymère composée uniquement d'UDMA pur, sans TEGDMA ni initiateur (BPO)²¹⁹. C'est ainsi que Grenade et al. ont étudié la biocompatibilité d'un PICN expérimental vis-à-vis des fibroblastes et des kératinocytes en comparaison avec les matériaux classiquement utilisés en prothèse implanto-portée, à savoir le titane, la zircone et la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium^{220,221}. Les fibroblastes et les kératinocytes représentent, en effet, les deux lignées cellulaires dominantes de la gencive kératinisée marginale²²² et l'attache épithéliale forme la première barrière entre l'environnement oral externe et les tissus internes. Il est donc primordial que les matériaux prothétiques, particulièrement ceux utilisés en prothèse implantaire, soient biocompatibles et favorisent l'attache épithéliale et conjonctive. Les résultats de ces études confirment que le titane et la zircone peuvent être considérés comme les « gold standards » en termes de comportement cellulaire. Le PICN a, quant à lui, montré des résultats similaires au disilicate de lithium vis-à-vis des fibroblastes et supérieurs vis-à-vis des kératinocytes, malgré la présence de polymère dans sa composition (cf figure 23).

²¹⁷ Krifka et al., « A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers ».

²¹⁸ Bakopoulou et al., « Effects of HEMA and TEGDMA on the in vitro odontogenic differentiation potential of human pulp stem/progenitor cells derived from deciduous teeth ».

²¹⁹ Nguyen et al., « Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure ».

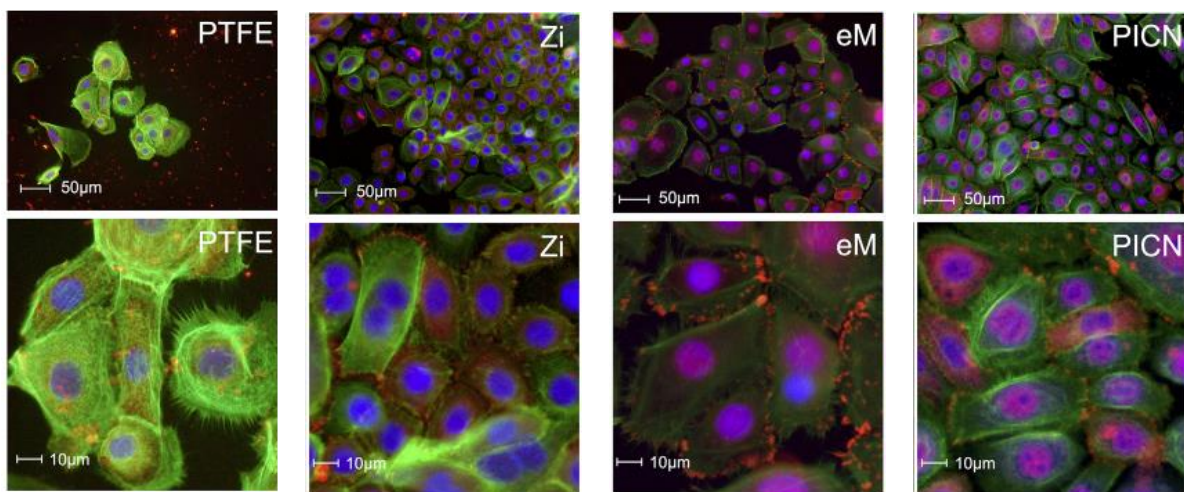
²²⁰ Grenade et al., « Biocompatibility of Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (HGFs) ».

²²¹ Grenade et al., « Biocompatibility of Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ».

²²² Pabst et al., « Influence of CAD/CAM all-ceramic materials on cell viability, migration ability and adenylate kinase release of human gingival fibroblasts and oral keratinocytes ».

Figure 23 : Images en microscopie par immunofluorescence de kératinocytes gingivaux humains cultivés sur du teflon (PTFE, témoin négatif), de la zircone (Zi), de la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (eM) et un PICN expérimental homogène (PICN).

Les cellules prolifèrent et se répandent plus rapidement sur la zircone que sur le PICN et l'eM, et plus rapidement sur le PICN et l'eM que sur le PTFE (zircone > PICN = eM > PTFE). Les taches rouges présentent en périphérie des cellules signalent la présence de plaques d'adhésion focales (vinculine, protéine membranaire) contribuant à l'adhésion cellulaire. On remarque qu'elles ne sont pas présentes au niveau des cellules cultivées sur le teflon.



Source : Grenade, « Biocompatibility of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs), 2017

En conclusion, le procédé de fabrication et la composition sont des critères impactant fortement la biocompatibilité finale du matériau et par la même, la santé des tissus mous adjacents. Le choix du matériau sera donc d'une grande importance et tout particulièrement en prothèse implantaire.

2.4 Propriétés d'adhésion aux colles

L'obtention d'une interface adhésive de qualité entre la colle et le matériau est la condition nécessaire d'une dentisterie minimalement invasive, ainsi que la condition accessoire garante de la rétention des restaurations implantaire collées sur Ti-base. Pour cela, il est nécessaire de connaître les caractéristiques et microstructures spécifiques des différents blocs de composites CAD-CAM disponibles sur le marché, lesquelles ont une grande influence sur leurs propriétés d'adhésion.

L'adhésion présente deux composantes principales : la liaison micromécanique favorisée par une augmentation de la rugosité de surface du matériau et la liaison chimique au travers de l'application d'un silane²²³.

Le choix du protocole de collage dépend notamment de la composition du matériau. Il existe actuellement un consensus dans la littérature pour le traitement de surface des céramiques et des composites (cf tableau 3 ; p47). Pour les céramiques mordançables, le protocole consiste en un mordantage à l'acide fluorhydrique, suivi d'une silanisation et de l'application d'une colle²²⁴. Le mordantage dissout la matrice de verre en surface, créant ainsi des microporosités dans lesquelles la colle pourra pénétrer. Pour la plupart des composites indirects, le sablage est préconisé pour augmenter la rugosité de surface du matériau et donc l'énergie de surface, favorisant l'adhésion micromécanique, tandis ce qu'il a été démontré que le mordantage à l'acide fluorhydrique induisait des valeurs d'adhésion inférieures²²⁵. Tout comme pour les céramiques, l'application d'un silane est recommandée afin d'augmenter davantage les valeurs d'adhésion. Pour rappel, le silane est une molécule bifonctionnelle permettant la liaison entre des charges inorganiques (liaison au verre, c'est-à-dire l'oxyde de silice) et la colle qui est organique (liaisons aux groupements méthacrylates)^{226,227,228,229}. La composante principale de l'adhésion étant micromécanique, l'augmentation de la rugosité de surface (induite par le traitement de surface mais également par l'usinage) joue un plus grand rôle dans la procédure de collage que le conditionnement chimique (dont le rôle est d'améliorer la liaison chimique et la mouillabilité de la colle)²³⁰. Enfin, l'influence de l'adhésion micromécanique sur la performance de l'interface adhésive est particulièrement importante pour les composites CAD-CAM puisque le haut degré de conversion des polymères diminue

²²³ Tian et al., « Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials ».

²²⁴ Fuentes, Ceballos, et González-López, « Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites ».

²²⁵ Spitznagel et al., « Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials : a review of the literature ».

²²⁶ Soares et al., « Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement ».

²²⁷ Özcan et Vallittu, « Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics ».

²²⁸ Amaral et al., « Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions ».

²²⁹ Campos et al., « Resin bonding to a hybrid ceramic : effects of surface treatments and aging ».

²³⁰ Spitznagel et al., « Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials : a review of the literature ».

le potentiel de copolymérisation chimique des monomères libres restants avec les monomères de la colle.

Bien qu'il y ait un consensus dans la littérature sur l'utilisation du sablage comme traitement de surface pour les composites, et que les PICNs soient considérés comme appartenant aux composites CAD-CAM, dans le cas particulier du matériau Vita Enamic, le fabricant préconise comme alternative au sablage, un mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 60s.

De nombreuses études se sont intéressées à la résistance à la micro-traction (μ TBS) ou au micro-cisaillement des blocs de composites CAD-CAM aux colles, selon le type de prétraitement, de colle, ou de matériau utilisé^{231,232,233,234,235,236,237}. Ces auteurs ont notamment montré que le traitement de surface à l'acide fluorhydrique, en comparaison au sablage, améliorerait la qualité de l'interface adhésive entre le PICN et la colle. En effet, les processus de vieillissement des échantillons ont mis en évidence une plus grande stabilité de l'interface adhésive obtenue par mordantage. Cependant, malgré la popularité du μ TBS et sa fiabilité par rapport au test de cisaillement, son utilisation entraîne des imprécisions notamment dans l'évaluation de la résistance de l'interface adhésive. Par conséquent, certains auteurs ont recommandé l'introduction de méthodes alternatives et plus fiables pour évaluer les interfaces adhésives, en particulier la mesure de la ténacité de l'interface adhésive IFT (« interfacial fracture toughness »)^{238,239,240,241}. C'est ainsi qu'en 2017, Eldafrawy et al.²⁴² ont publié un article utilisant le test NTP (« notchless triangular prism ») permettant d'évaluer l'IFT d'un composite de collage avec deux composites CAD-CAM : un PICN et un DF, suite à deux traitements de surface différents. Le but de la méthode NTP est d'initier et propager de façon stable une fissure à travers l'interface collée et de mesurer la résistance de cette interface à sa propagation²⁴³ (cf figure 24). Le NTP est une méthode avantageuse car elle évalue les propriétés de l'interface plutôt que la résistance mécanique de tout l'assemblage, comme dans les tests classiques d'adhésion²⁴⁴. Les résultats de cette

²³¹ Elsaka, « Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement : the effect of surface treatments ».

²³² Frankenberger et al., « Adhesive luting of new CAD/CAM materials ».

²³³ Campos et al., « Resin bonding to a hybrid ceramic : effects of surface treatments and aging ».

²³⁴ Cekic-Nagas et al., « Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials ».

²³⁵ Peumans et al., « Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials ».

²³⁶ Schwenter et al., « Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic ».

²³⁷ Lise et al., « Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging ».

²³⁸ Armstrong et al., « Adhesion to tooth structure : a critical review of "micro" bond strength test methods ».

²³⁹ Scherrer, Cesar, et Swain, « Direct comparison of the bond strength results of the different test methods : a critical literature review ».

²⁴⁰ Soderholm, « Review of the fracture toughness approach ».

²⁴¹ De Munck et al., « Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive-dentin interfaces ».

²⁴² Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

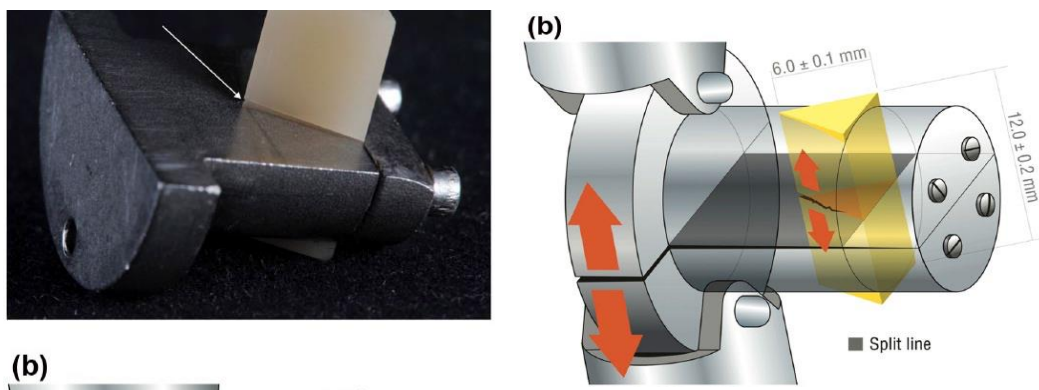
²⁴³ Scherrer, Cesar, et Swain, « Direct comparison of the bond strength results of the different test methods : a critical literature review ».

²⁴⁴ Pongprueksa et al., « Dentin bonding testing using a mini-interfacial fracture toughness approach ».

étude ont mis en évidence des valeurs d'IFT et une rugosité de surface significativement plus élevés pour les PICNs que pour les DFs, indépendamment du prétraitement de surface effectué.

Figure 24 : Illustration du test NTP (« notchless triangular prism »).

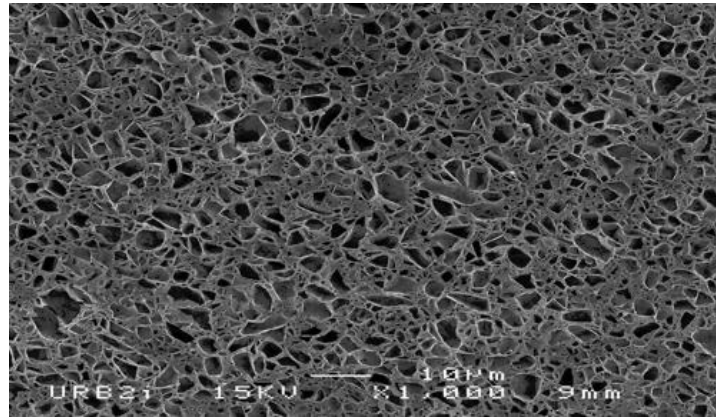
(a) Prisme en composite CAD-CAM fixé dans une moitié du porte-échantillon NTP. La flèche désigne le point d'initiation de la fissure ; (b) Illustration schématique du dispositif NTP, au sein duquel sont placés 2 demi-prismes homologues précédemment collés. Les flèches pointant dans des directions opposées indiquent l'application d'une force de traction sur l'interface collée, avec propagation de la fissure depuis le point d'initiation jusqu'à la fracture de l'échantillon.



Source : Eldafrawy, « Bonding to CAD-CAM composites », 2017

Concernant le traitement de surface adéquat à chaque matériau, Eldafrawy et al. ont confirmé les résultats précédemment énoncés, à savoir que les plus grandes valeurs d'IFT, sont obtenues avec l'acide fluorhydrique (HF) pour les PICNs et avec le sablage pour les DFs. La corrélation trouvée entre les valeurs d'IFT et les valeurs du Sdr (« developed interfacial area ratio »), qui caractérise la texture de surface après pré-traitement, montre l'importance de la liaison micromécanique sur la performance de l'interface adhésive. En effet, la procédure de mordantage du PICN induit la dissolution totale de la phase céramique et la création d'une structure caractéristique en « nid d'abeilles » formée par le réseau de polymère (cf figure 25). Cette microstructure favorable comportant des microporosités, offre un très fort potentiel de rétention micromécanique favorisant le collage. Le silane permet, quant à lui, d'améliorer la mouillabilité de la colle sur les composites CAD-CAM et donc sa pénétration dans les microrugosités.

Figure 25 : Observation au MEB (grossissement x1000) d'un PICN expérimental homogène fabriqué par coulée en barbotine, après polissage et mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 60s.



Source : Mainjot, « From artisanal to CAD-CAM blocks », 2016

Enfin, la caractérisation par MEB a confirmé que l'HF est le traitement de surface ayant le plus grand impact sur le PICN expérimental, avec une importante dissolution de la phase céramique. Le sablage a, quant à lui, augmenté la rugosité de surface de tous les échantillons, bien que le sablage du PICN n'ait pas résulté en la création d'une structure en « nid d'abeilles » comme pour le PICN mordancé. De ce point de vue, les résultats actuels suggèrent que les PICNs devraient être mordancés, tandis ce que les composites à charges dispersées devraient être sablés²⁴⁵ (cf tableau 3).

Il est également intéressant de noter que dans la présente étude d'Eldafrawy et al., le Vita Enamic mordancé a montré des résultats similaires à la vitrocéramique au disilicate de lithium mordancée, tandis ce que le PICN expérimental mordancé a donné des résultats significativement meilleurs à cette vitrocéramique mordancée. Ces résultats ont un impact clinique significatif, la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium étant fréquemment utilisée comme contrôle positif en raison de ses bonnes propriétés d'adhésion²⁴⁶.

²⁴⁵ Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

²⁴⁶ Tian et al., « Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials ».

Tableau 3 : Tableau récapitulatif des traitements de surface des principaux biomatériaux utilisés en prothèse.

Le mordantage est réalisé à l'aide d'acide fluorhydrique (HF) et le sablage avec des particules d'oxyde d'alumine.

MATERIAU		COMPOSANTE MICROMECHANIQUE	COMPOSANTE CHIMIQUE	
CÉRAMIQUE	Vitrocéramique feldspathique		Mordantage (60s)	
	Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium		Mordantage (20s)	
	Céramique polycristalline	Alumine	Sablage (2 bar - 50 microns)	Primers avec monomères fonctionnels
		Zircone	Sablage (0,5 à 2 bar – 30 à 50 microns)	Primers avec monomères fonctionnels
COMPOSITE	Charges dispersées		Sablage (2 bar - 50 microns)	
	PICNs		Mordantage (60s)	

Source : Auteur, 2018

2.5 Propriétés optiques

D'un point de vue optique, la dent naturelle est notamment caractérisée par sa translucidité, son opalescence, sa transparence (propriétés amélaire principalement), sa fluorescence (propriété dentinaire) ainsi que son état de surface. Les matériaux de restauration, qu'ils soient en céramique ou en composite, devront présenter cliniquement une bonne intégration esthétique, et pour cela, des propriétés optiques proches de celles des tissus dentaires.

On recherchera tout d'abord une bonne translucidité, c'est-à-dire le fait que la lumière transverse le matériau et se réfléchisse sur les tissus dentaires. En effet, la translucidité est l'un des principaux paramètres de l'aspect esthétique d'une restauration car elle affecte l'aspect naturel de celle-ci^{247,248,249}. Cependant dans certains cas, et notamment en présence des tissus dentaires sous-jacents

²⁴⁷ Kelly, Nishimura, et Campbell, « Ceramics in dentistry : historical roots and current perspectives ».

²⁴⁸ Heffernan et al., « Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : core materials ».

²⁴⁹ Vichi et al., « Translucency of ceramic materials for cerec CAD/CAM system ».

dyschromiés, il conviendra de choisir un matériau opaque masquant, tel que la zircone (cf figure 8). Bien qu'il soit souvent considéré que les propriétés optiques des céramiques soient supérieures à celles des composites, en réalité, la translucidité ne semble pas être spécifique à chaque classe de matériau et d'après Awad et al., aucune généralisation à ce sujet n'a pu être rapportée²⁵⁰.

Pour les matériaux composites, la transmission de la lumière est influencée par la différence d'indice de réfraction entre les charges et la matrice²⁵¹. Il a donc été suggéré que les disparités de propriétés optiques retrouvées parmi les composites CAD-CAM soient à corrélérer avec la composition de la matrice et les différentes caractéristiques des charges (nature, contenu, quantité et taille)^{252,253,254}. Stawarczyk et al.²⁵⁵ et Sen et al.²⁵⁶ s'accordent à dire que le Vita Enamic présente une translucidité inférieure aux principaux composites CAD-CAM disponibles sur le marché (Cerasmart, Lava Ultimate et Shofu Block). Cependant selon la première étude, le Vita Enamic présente une translucidité supérieure aux vitrocéramiques IPS e.max CAD (HT A2) et IPS Empress CAD (HT A2), alors que dans la seconde, celle-ci s'est avérée être inférieure aux céramiques IPS e.max CAD, Vita Mark II (céramique feldspathique) et Vita Suprinity (vitrocéramique renforcée à la zircone).

La translucidité d'une restauration est également influencée par son état de surface (rugosité). De manière générale, il existe 3 principales procédures de finition de surface des restaurations : l'émaillage, le glaçage et le polissage mécanique. L'émaillage concerne des infrastructures en métal ou en céramique (cf partie 1.1.2.1) tandis ce que la procédure de glaçage et le polissage mécanique sont applicables à la fois aux céramiques et aux composites CAD-CAM. Le glaçage des céramiques consiste en l'application en surface d'une céramique feldspathique liquide (tel un vernis) qui sera frittée, tandis ce que pour les composites, il s'agit d'un composite fluide photopolymérisable. Bien que l'on suppose que le glaçage des céramiques soit plus stable dans le temps que celui des composites (du fait du frittage vs photopolymérisation), il n'existe pas de preuve scientifique à ce sujet, tandis ce qu'il a été montré que le glaçage de la zircone est éliminé au bout de 6 mois²⁵⁷. Enfin, concernant le polissage mécanique des restaurations, plusieurs études se sont penchées sur les différentes techniques disponibles pour ces matériaux CAD-CAM. Le fabricant du Vita Enamic suggère 3 différentes procédures de finition : un kit de glaçage (Vita Enamic Glaze) et deux kits de polissages mécaniques

²⁵⁰ Awad et al., « Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness ».

²⁵¹ Nakajima et al., « Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness ».

²⁵² Azzopardi et al., « Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins ».

²⁵³ Pérez et al., « Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites ».

²⁵⁴ dos Santos et al., « Light transmission on dental resin composites ».

²⁵⁵ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

²⁵⁶ Sen et Us, « Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials ».

²⁵⁷ Etman, « Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials ».

« Technical » et « Clinical ». Ces deux derniers kits très similaires utilisent des fraises en carbure de silicium, la différence étant la dimension des fraises, supérieure dans le kit Technical que Clinical, ainsi que le dispositif de polissage : le kit Technical avec un micromoteur de laboratoire et le kit Clinical étant utilisé avec une pièce à main. Özarlan et al.²⁵⁸ ont montré que la finition des restaurations en Vita Enamic avec le kit Technical donnait de meilleurs résultats cliniques qu'avec les kits Glaze ou Clinical, concernant à la fois la rugosité de surface et la teinte, bien qu'il s'agisse du même type de fraise. Sagsoz et al. ont confirmé que le polissage mécanique du matériau Vita Enamic (avec des kits de finition pour céramique : Diapol, EVE ; ou composite : Clearfil Twist Dia, Kuraray) entraînait une meilleure résistance du matériau à la décoloration qu'une finition à l'aide d'un liquide photopolymérisable (Biscover LV BISCO), dont le faible degré de conversion ne favorise pas sa stabilité chimique ni ses propriétés biologiques²⁵⁹.

Une modification cliniquement perceptible de la teinte d'une restauration peut constituer une indication pour le remplacement de celle-ci, en particulier pour les restaurations antérieures²⁶⁰. Cette stabilité colorimétrique est influencée par différents facteurs : des facteurs intrinsèques (liés au vieillissement du matériau et donc à sa composition), des facteurs extrinsèques (accumulation de plaque et colorations de surface liées à l'alimentation) ainsi que par l'absorption d'agents colorants²⁶¹. La littérature montre que la stabilité colorimétrique des composites CAD-CAM est inférieure à celle des vitrocéramiques²⁶². En effet, des tests de décoloration par thermocyclage dans différentes solutions ont montré que la modification de teinte du Vita Enamic est similaire à celle du Cerasmart²⁶³, inférieure aux résines nano-composite (Filtek Supreme) et nanocéramique (Lava Ultimate) mais supérieure à l'IPS e.max CAD²⁶⁴, comme le confirment également les résultats d'études antérieures^{265,266}. Concernant l'impact du pH des solutions de stockage sur la décoloration des matériaux, il n'existe pas dans la littérature de consensus. Pour certains auteurs, un pH acide aurait tendance à favoriser une modification de la teinte²⁶⁷, alors que pour d'autres, le pH n'aurait aucun

²⁵⁸ Özarlan et al., « Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material ».

²⁵⁹ Sagsoz et al., « The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics ».

²⁶⁰ Acar et al., « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ».

²⁶¹ Dietschi et al., « Comparison of the color stability of ten new-generation composites : an in vitro study ».

²⁶² Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

²⁶³ Sagsoz et al., « The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics ».

²⁶⁴ Acar et al., « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ».

²⁶⁵ Stober, Gilde, et Lenz, « Color stability of highly filled composite resin materials for facings ».

²⁶⁶ Guler et al., « Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials ».

²⁶⁷ Stawarczyk et al., « Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites ».

impact sur les caractéristiques optiques du matériau²⁶⁸. Enfin Mormann et al.²⁶⁹, ont montré que face à l'impact d'un brossage abrasif, les restaurations en céramiques présentent un meilleur maintien du brillant de surface que celles en composites (PICNs, DFs et composites artisanaux). Ces derniers ont en effet montré des réductions modérées mais significatives de leur brillance, en rapport avec leurs valeurs de dureté inférieures (les valeurs de brillance rapportées étaient toutefois significativement supérieures à celles de l'émail).

Ainsi, le polissage des restaurations demeure une procédure de finition cruciale pour tous les matériaux de restaurations et particulièrement pour les composites CAD-CAM du fait de leur microstructure et de la faible stabilité des maquillants de surface sur le long terme, lesquels sont éliminés avec l'usure de la restauration. De ce fait, cette étape qui, non seulement améliorera le brillant de surface, diminuera également sa rugosité, minimisant l'impact des facteurs extrinsèques sur la teinte finale de la restauration.

En conclusion, bien que la comparaison des propriétés optiques des PICNs vis-à-vis des autres matériaux ne soit pas évidente scientifiquement, celles-ci paraissent cliniquement inférieures au résultat esthétique obtenu avec une infrastructure en céramique émaillée. Cependant, les propriétés esthétiques des PICNs demeurent suffisantes, et équivalentes aux restaurations monolithiques en vitrocéramique CAD-CAM, pour la réalisation de restaurations en zone postérieure, voire même en zone antérieure, mais nécessiteront alors un maquillage de surface à l'aide d'un composite fluide photopolymérisable par un prothésiste expérimenté. Cependant, la stabilité de ce maquillage sur le long terme reste à étudier. Enfin, la récente introduction du FG-PICN a permis, en plus de la présence d'un gradient de propriétés mécaniques, l'obtention d'un gradient de teinte au sein du bloc et donc l'usinage de restaurations présentant divers degrés de translucidité : propriétés optiques amélaire en surface et dentinaires en profondeur. En effet, la fraction volumique de vitrocéramique plus importante en surface est susceptible d'améliorer le polissage et la brillance du matériau, en comparaison avec le PICN commercialisé²⁷⁰, et pourrait fortement diminuer la nécessité d'avoir recourt à des finitions de surface de type glaçage pour se rapprocher des propriétés optiques des tissus dentaires.

²⁶⁸ Güth et al., « Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers ».

²⁶⁹ Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials : two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness ».

²⁷⁰ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

3 : Applications cliniques

3.1 Applications cliniques classiques des PICNs

Comme le recommande le fabricant, le Vita Enamic a initialement été conçu pour la réalisation de restaurations unitaires collées (partielles ou périphériques) et est par la même en concurrence avec les restaurations en vitrocéramique CAD-CAM (feldspathique et au disilicate de lithium notamment). Le succès à long terme de ces dernières est très largement documenté dans la littérature^{271,272,273} (taux de survie clinique de restaurations en vitrocéramique : 91,6 % à 5 ans)²⁷⁴ tandis ce qu'à l'heure actuelle, les études traitant du comportement clinique des PICNs sont encore peu nombreuses.

Selz et al. ont publié un cas de réhabilitation postérieure des deux arcades d'un patient de 65 ans, à l'aide de restaurations CAD-CAM en Vita Enamic. Dans cette étude, le taux de survie des restaurations à 3 ans est de 100 % (absence de fracture) et les paramètres esthétiques et fonctionnels sont restés stables durant la période de suivi²⁷⁵. Chirumamilla et al. ont, quant à eux, évalué la performance clinique et la survie de 45 couronnes en PICN (Enamic, Vita)²⁷⁶. Les résultats à 1 an ne mettent en évidence aucun échec clinique. Après 2 ans, 2 échecs cliniques ont été observés (1 décollement partiel/carie secondaire et 1 dent fêlée/extraction). Les restaurations évaluées selon les critères CDA (California Dental Association) présentaient plus de 90 % de scores alfa, toutes catégories confondues (correspondance de teinte, intégrité marginale, usure propre et antagoniste, état gingival), excepté pour la texture de surface (86 % alfa). Les résultats de cette étude estiment le taux de survie à 2 ans des couronnes en Vita Enamic supérieur à 90 % (avec une probabilité de survie de 97 % pour les couronnes collées, et de 93 % pour celles scellées). Spitznagel et al. ont par la suite publié les résultats à 3 ans d'une étude clinique prospective sur 5 ans, dont le but était d'évaluer le comportement à long terme de restaurations monolithiques partielles en Vita Enamic²⁷⁷. Ces résultats montrent que ce matériau présente actuellement un comportement clinique favorable sur une période d'observation

²⁷¹ Collares et al., « A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations ».

²⁷² Guess et al., « Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations : 7-year results ».

²⁷³ Morimoto et al., « Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays : a systematic review and meta-analysis ».

²⁷⁴ Wittneben et al., « A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations ».

²⁷⁵ Selz, Vuck, et Guess, « Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials : A case report and 3-year follow up ».

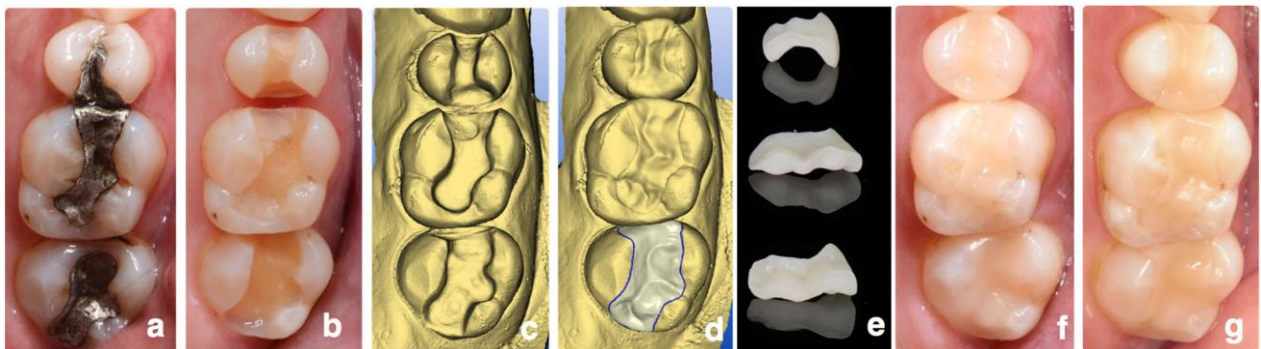
²⁷⁶ Chirumamilla, Goldstein, et Lawson, « A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting ».

²⁷⁷ Spitznagel et al., « Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations : 3-year results of a prospective clinical study over 5 years ».

de 36 mois (taux de survie et de succès étaient respectivement de 97 % et 85 % pour les inlays et de 96 % et 82 % pour les onlays, 79 restaurations au total évaluées à 3 ans). Au cours du temps, l'adaptation marginale a significativement diminué et la décoloration marginale ainsi que la rugosité de surface ont significativement augmenté, avec cependant, d'après les auteurs, une correspondance de teinte et une forme anatomique excellentes (cf figure 26). Enfin, Lu et al. ont récemment montré que le taux de survie d'onlays réalisés en Vita Enamic sur des dents traitées endodontiquement était de 97 % à 3 ans. Aucune différence significative n'ayant été constatée entre les restaurations en PICN Vita Enamic et celles en céramique Vitablocs Mark II durant la période de suivi (aussi bien pour les taux de survie que de succès)²⁷⁸.

Figure 26 : Étapes de réalisation d'inlays en Vita Enamic et suivi.

a) Situation initiale : amalgames inadéquats sur les dents 25 à 27 (« insuffisant » selon les critères FDI²⁷⁹) ; b) Préparations minimalement invasives des dents concernées ; c) Empreinte optique des préparations ; d) Design des restaurations ; e) Restaurations finales usinées ; f) Situation clinique immédiatement après collage ; g) Situation clinique à 36 mois.



Source : Spitznagel, « Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations », 2017

Bien que les données sur le comportement clinique des PICNs demeurent encore peu nombreuses, les résultats cliniques actuellement disponibles sont favorables et prometteurs. Cependant, d'avantages d'études cliniques doivent être menées afin d'évaluer le comportement à long terme de ces restaurations.

²⁷⁸ Lu et al., « A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the cerac ac chair-side system ».

²⁷⁹ Hickel et al., « FDI world dental federation : clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. update and clinical examples ».

3.2 Indications spécifiques des PICNs

3.2.1 Traitement minimalement invasif de l'usure dentaire²⁸⁰

La prévalence de l'usure dentaire est en très nette augmentation, particulièrement chez les patients jeunes^{281,282}. Les causes peuvent être mécaniques et/ou chimiques, parmi lesquelles le bruxisme et la consommation de boissons et d'aliments acides sont souvent signalés comme d'importants facteurs de risque^{283,284}. Dans les cas d'usure sévères généralisées, les patients peuvent souffrir non seulement de douleurs dentaires, mais également de dysfonctionnements masticatoires, de troubles des ATMs, de douleurs musculaires et orofaciales, ainsi que d'un fort handicap psycho-social du fait de l'altération esthétique. La restauration de relations occlusales fonctionnelles et d'une situation esthétique satisfaisante nécessite une réhabilitation complète des deux arcades avec une augmentation de la dimension verticale d'occlusion (DVO), ce qui constitue un traitement complexe en plusieurs étapes. Les directives actuelles incluent la nécessité de développer des stratégies de traitement minimalement invasives, qui impliquent, autant que possible, la conservation des tissus dentaires résiduels²⁸⁵. Différentes options de traitement ont été proposées dans la littérature : des techniques directes utilisant des composites photopolymérisables, des techniques indirectes avec des restaurations partielles collées en céramique ou en composite, ou encore un mélange de ces deux techniques. Le composite direct est l'option la plus fréquemment rapportée²⁸⁶ : cette technique additive (utilisant des clés en silicone issues d'un wax-up) est particulièrement minimalement invasive mais est très chronophage. De plus, elle nécessite généralement une maintenance rapprochée du fait de l'incidence des fractures, notamment en cas de bruxisme²⁸⁷. Les techniques indirectes associent, quant à elles, l'utilisation de facettes palatines en composite, et éventuellement de facettes vestibulaires en céramique (technique sandwich)²⁸⁸, tandis ce que des onlays (en céramique ou en composite) sont réalisés sur les dents postérieures. Dans cette « three-step » technique initialement introduite par F. Vailati en 2008^{289,290,291}, après la réalisation d'un mock-up en composite sur les faces vestibulaires des

²⁸⁰ Mainjot, « The One step-No prep technique ».

²⁸¹ Kitasako et al., « Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan ».

²⁸² Wetselaar et al., « The prevalence of tooth wear in the dutch adult population ».

²⁸³ Tschammler et al., « Prevalence and risk factors of erosive tooth wear in 3-6 year old German kindergarten children - A comparison between 2004/05 and 2014/15 ».

²⁸⁴ Wetselaar et al., « The prevalence of tooth wear in the dutch adult population ».

²⁸⁵ Loomans et al., « Severe tooth wear : european consensus statement on management guidelines ».

²⁸⁶ Mesko et al., « Rehabilitation of severely worn teeth : a systematic review ».

²⁸⁷ Loomans et al., « Severe tooth wear : european consensus statement on management guidelines ».

²⁸⁸ Vailati, Gruetter, et Belser, « Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study ».

²⁸⁹ Vailati et Belser, « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition : the three-step technique. Part 1 ».

²⁹⁰ Vailati et Belser, « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2 ».

²⁹¹ Vailati et Belser, « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition : the three-step technique. Part 3 ».

dents antérieures puis sur les faces occlusales des dents postérieures, les prothèses définitives sont réalisées en plusieurs étapes successives : facettes palatines, puis facettes vestibulaires et enfin onlays postérieurs par quadrant. Les restaurations provisoires sont destinées à tester la nouvelle DVO (qui est arbitrairement déterminée), à valider l'esthétique, ainsi qu'à guider la préparation tissulaire pour les restaurations indirectes. Vailati et Carcafio ont par la suite introduit une version simplifiée de la « three-step » technique pour des cas d'érosions modérées (perte tissulaire < 2mm de la longueur initiale des incisives supérieures)²⁹². Dans cette version, des restaurations définitives postérieures en composite CAD-CAM Lava Ultimate sont directement réalisées sur une arcade, tandis que l'arcade antagoniste est restaurée semi-provisoirement avec du composite direct, les dents antérieures étant réhabilitées dans un second temps à l'aide de facette palatines. Enfin, la tendance actuelle dans le traitement de l'usure dentaire est d'éviter toute préparation tissulaire (« no prep ») avec l'utilisation de restaurations de très faible épaisseur (quelques dizaines de mm), mais cette approche demeure complexe d'un point de vue de la résistance du matériau utilisée ainsi que de la gestion de la phase provisoire. A ce propos, Schlichting et al. ont analysé in-vitro l'influence du matériau de restauration CAD-CAM sur la résistance en fatigue de facettes occlusales pelliculaires (0,6mm d'épaisseur)²⁹³. Pour cela, des préparations occlusales standardisées ont été réalisées sur des molaires extraites afin de simuler une érosion sévère. Ces auteurs ont montré que les restaurations minimalement invasives réalisées en composite CAD-CAM (Paradigm MZ100 et composite expérimental) présentaient une résistance mécanique en fatigue supérieure à celles réalisées en vitrocéramiques (Empress CAD and e.max CAD).

Il n'existe actuellement aucune preuve concernant la meilleure technique (directe ou indirecte) ou le meilleur matériau (composite ou céramique) à utiliser pour la réhabilitation d'arcades sévèrement usées^{294,295}. Par conséquent, A. Mainjot a très récemment introduit une nouvelle technique « One step-No prep » utilisant des restaurations indirectes CAD-CAM en PICN²⁹⁶. Cette approche multidisciplinaire incluant la collaboration avec des kinésithérapeutes pour la prise en charge des symptômes associés, est caractérisée par l'absence à la fois de préparation tissulaire et de phase provisoire. Cette technique innovante sera ici détaillée par la présentation du premier cas pilote réalisé par A. Mainjot fin 2014.

²⁹² Vailati et Carciofo, « CAD/CAM monolithic restorations and full-mouth adhesive rehabilitation to restore a patient with a past history of bulimia : the modified three-step technique ».

²⁹³ Schlichting et al., « Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion ».

²⁹⁴ Loomans et al., « Severe tooth wear : european consensus statement on management guidelines ».

²⁹⁵ Mesko et al., « Rehabilitation of severely worn teeth : a systematic review ».

²⁹⁶ Mainjot, « The One step-No prep technique ».

Le patient est un homme de 41 ans qui souffre de bruxisme sévère et de reflux gastro-œsophagien. Il se plaint de douleurs dentaires, de dysfonctionnements masticatoires ainsi que d'une altération de l'esthétique de son sourire (cf figure 27).

Figure 27 : Situation clinique pré-opératoire (vues intrabuccales frontale, occlusales et latérales) et radiographie panoramique initiale.



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018.

En amont du traitement, une consultation chez un occlusodontiste a pu mettre en évidence l'absence de pathologie des ATMs, et un bilan chez un kinésithérapeute spécialiste de la posture et des chaînes musculaires a également été réalisé. Ensuite, des photos, radiographies et empreintes en double mélange (matériau PVS), ainsi qu'une analyse occlusale (utilisation d'un jig et d'un arc facial) sont réalisés. A la suite de cela, un wax-up complet est effectué (cf figure 28), sur base des relations occlusales enregistrées et de la perte tissulaire estimée. Le prothésiste commence par déposer de la cire sur les dents les moins endommagées et est guidé par les tissus restants pour restaurer l'anatomie dentaire, ce qui résulte en de très faibles épaisseurs sur certaines dents postérieures. Dans le cas présent, les canines des cuspides et des prémolaires ont été reconstruites en premières et ont servi de référence pour l'estimation de la nouvelle DVO. Ainsi, selon cette approche « tissue guided », l'estimation de la nouvelle DVO est empirique.

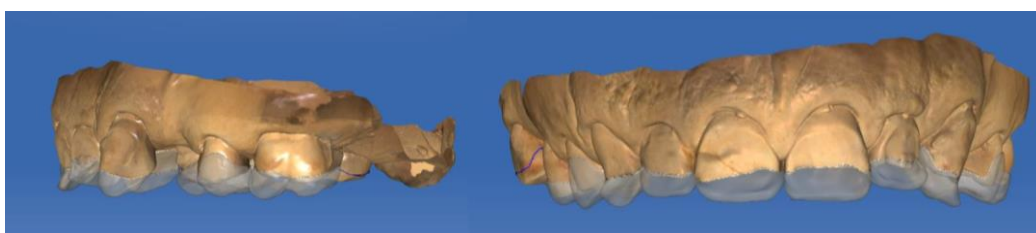
Figure 28 : Wax-up complet des deux arcades, guidé par la perte tissulaire ("tissue-guided wax-up").



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018

Les restaurations en amalgames et celles déficientes en composite sont remplacées par du composite direct. Aucune préparation tissulaire n'est réalisée. Une nouvelle empreinte (PVS) est ensuite prise et les modèles ainsi que le wax-up sont scannés et superposés à l'aide d'un logiciel CAD-CAM (Camera Omnicam et logiciel Cerec, Sirona, Salzburg, Autriche ; cf figure 29).

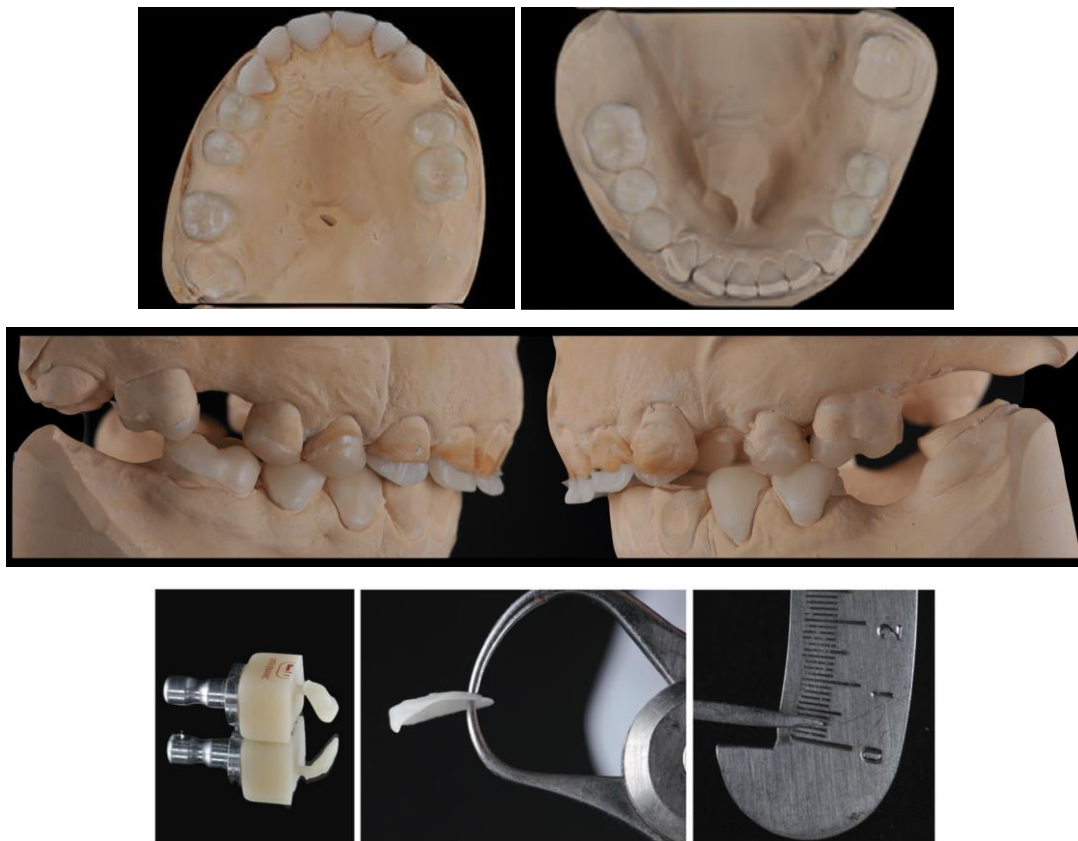
Figure 29 : Superposition des modèles et wax-up scannés.



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018

Les restaurations (facettes palatines, table-tops occlusals postérieurs) correspondant à la perte tissulaire estimée, sont ensuite usinées dans des blocs de PICN (Vita Enamic HT, Vita Zahnfabrik, Allemagne ; machine Cerec MCXL). Dans ce cas-ci, elles ont simplement été polies, mais il est possible de les maquiller avec du composite nanochargé photopolymérisable (Optiglaze, GC Corporation, Tokyo, Japon). Les restaurations usinées ont atteint les 0,2mm d'épaisseur au niveau de certaines faces occlusales postérieures (cf photo 30). Les dents antérieures mandibulaires seront, quant à elles, restaurées avec du composite direct et les édentements postérieurs réhabilités à l'aide de couronnes implanto-portées en PICN également.

Figure 30 : Vues occlusales et latérales des restaurations finales en PICN sur les modèles de travail ainsi que d'une restauration type "table top" de 0,2mm d'épaisseur.



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018.

Les restaurations sont ensuite essayées en bouche et collées lors de deux demi-journées consécutives (l'arcade maxillaire l'après-midi du premier jour, et l'arcade mandibulaire la matinée du second) selon les recommandations du fabricant, à l'aide d'une colle composite. La dentine sclérotique aura au préalable été dépolie à l'aide d'une fraise diamantée à faible vitesse, afin d'ouvrir les tubulis dentinaires. Les réglages occlusaux majeurs sont réalisés à la suite du collage, tandis ce que les

ajustements plus fins sont effectués durant les semaines qui suivent, après une nouvelle visite chez le kinésithérapeute. Un blanchiment a également été réalisé à la suite du traitement, ce dernier ne pouvant être fait en amont, pour des raisons de sensibilité, lorsque la dentine était exposée.

Afin de masquer le joint entre la facette palatine et la face vestibulaire des dents antérieures maxillaires, deux options sont possibles en fonction de la demande esthétique du patient et de son budget : un simple masquage à l'aide de composite direct après avoir réalisé un léger chanfrein au travers du joint, ou ajouté à cela, la réalisation de facettes palatines en céramique (la préparation tissulaire étant guidée par un wax-up), comme cela a été réalisé dans le cas présent (cf figure 31). Enfin, une gouttière de bruxisme (pour le maxillaire supérieur) est délivrée au patient en fin de traitement.

Figure 31 : Préparations minimalement invasives des incisives supérieures et des canines pour la réalisation de facettes vestibulaires en céramique (IPS e.max Press) afin de masquer le joint entre la facette palatine et la face vestibulaire.

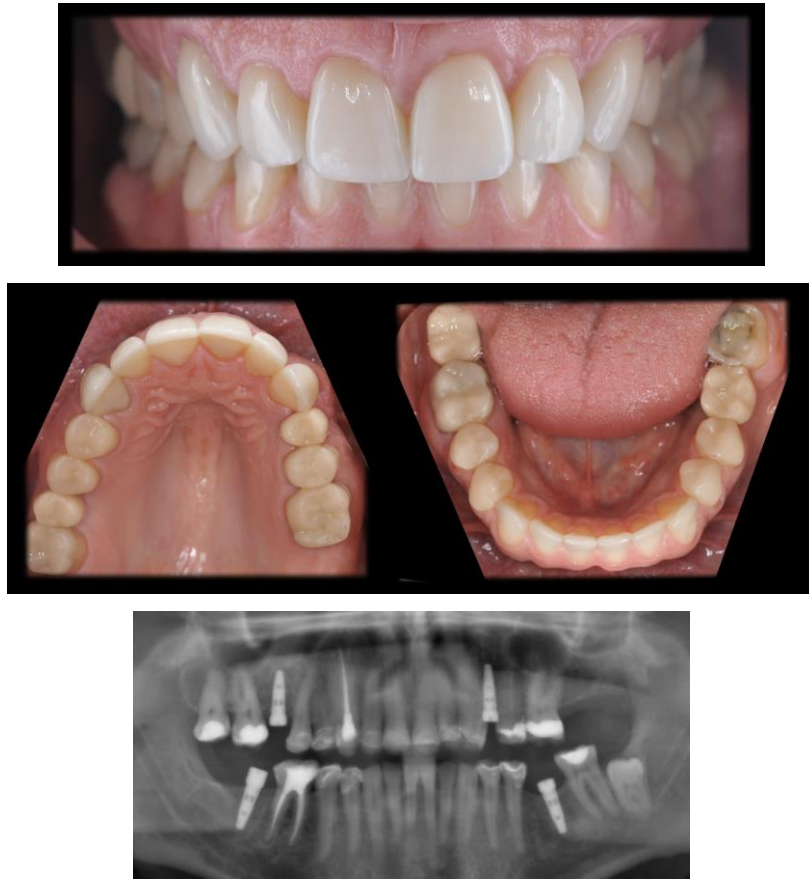


Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018

A l'issue du traitement, la satisfaction du patient était très positive (évaluée par un questionnaire rempli par ce dernier) d'un point de vue esthétique et fonctionnel (cf figure 32 et 33), une diminution des douleurs au niveau du dos et du cou ayant notamment été rapportée.

Cette approche originale de la prise en charge des usures sévères généralisées se distingue notamment par l'absence de phase provisoire et donc de validation de la nouvelle DVO, mais également par l'utilisation d'un matériau composite de type PICN pour la réalisation des restaurations indirectes collées. Le choix du matériau est ici d'une grande importance. En effet, les PICNs présentent de nombreux avantages par rapport aux céramiques et aux composites : leur capacité à être usinée en très faible épaisseur, la facilité des réglages occlusaux en bouche, leurs très bonnes propriétés mécaniques (les céramiques étant rigides et fragiles et les composites directs présentant une résistance et un module d'élasticité inférieurs aux tissus dentaires), biologiques (un haut degré de conversion de monomères) ainsi que d'adhésion aux tissus dentaires. Enfin, la réalisation de restaurations indirectes améliore l'anatomie occlusale, la gestion de l'occlusion et diminue le temps global du traitement au fauteuil.

Figure 32 : Vue intrabuccales finales, après un suivi de 22 mois et radiographie panoramique de contrôle, avant la pose des couronnes sur implant.



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018

Par l'utilisation de procédés CAD-CAM et d'un matériau aux propriétés innovantes, ce protocole représente une amélioration dans la prise en charge de ces situations cliniques particulières que sont les usures sévères, et permet une amélioration du bien-être du patient, une réduction du coût et du temps de traitement ainsi que la nécessité de préparation tissulaire. Le diagnostic et le traitement d'éventuelles pathologies temporo-mandibulaires ou de troubles de la posture en amont du traitement est sans doute également une clé du succès de ce genre de thérapeutique multidisciplinaire.

Figure 33 : Situation pré et post-opératoire.



Source : Mainjot, « The One step-No prep technique », 2018

3.3.2 Implantologie : concept original 1T1T (One Tooth - One Time)²⁹⁷

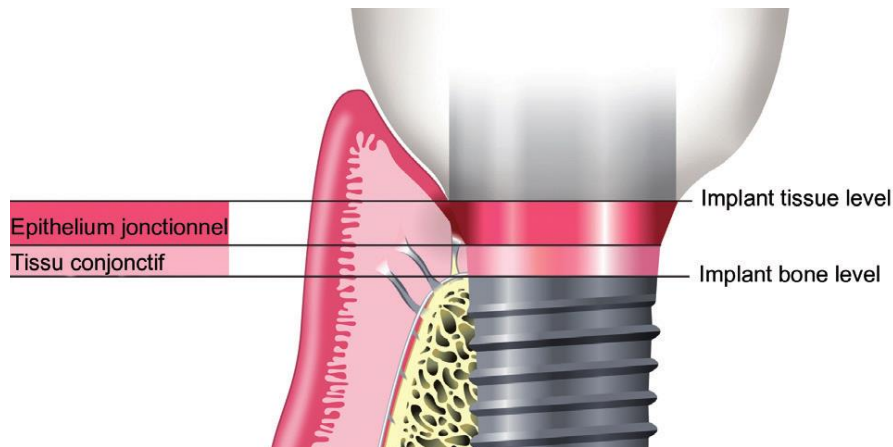
Les propriétés biologiques des matériaux utilisés pour les restaurations indirectes en dentisterie sont fondamentales, et tout particulièrement lorsqu'il s'agit de prothèses implanto-portées. En effet, celles-ci sont en contact direct avec les tissus mous et peuvent même s'étendre jusqu'au niveau osseux. Ces prothèses étant l'intermédiaire entre les tissus « internes » et l'environnement buccal « externe », une barrière hermétique est nécessaire pour protéger les tissus péri-implantaires des agressions bactériennes. Ce joint biologique étanche, appelé espace biologique, se compose d'une attache conjonctive (1 à 2mm), et d'une attache épithéliale (épithélium de jonction, environ 2mm). Dans le cas d'implants tissue-level, le col implantaire émergeant au niveau gingival, l'attache se formera directement sur la surface implantaire. Pour les implants bone-level, le col implantaire se situant au niveau osseux, l'attache devra se développer soit sur la partie transgingivale du pilier, soit sur la restauration transvissée, qui dans les deux cas devra être biocompatible afin de promouvoir l'attachement des fibroblastes et des kératinocytes (cf figure 34). La capacité des matériaux à stimuler cet attachement gingival sera donc cruciale pour la stabilité des tissus péri-implantaires ainsi que pour le succès à long terme des prothèses implantaires, d'autant plus lorsqu'il s'agira d'implants bone-level. Comme décrit dans la partie 2.2. les propriétés de biocompatibilité des PICNs vis-à-vis des kératinocytes et des fibroblastes gingivaux sont équivalentes au disilicate de lithium (voire supérieures vis-à-vis des kératinocytes) et inférieures au titane et la zircone qui demeurent les « gold standards » en terme de comportement cellulaire²⁹⁸.

²⁹⁷ Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) : a straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region ».

²⁹⁸ Grenade et al., « Biocompatibility of Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) materials with human gingival keratinocytes (HGKs) ».

Figure 34 : Illustration schématique des tissus durs et mous autour d'un implant.

L'espace biologique est situé au-dessus du niveau osseux et se compose de deux parties distinctes : le tissu conjonctif et l'épithélium jonctionnel. Selon le type d'implant, son col peut émerger de l'os (implant « tissue-level ») ou peut être enfoui dans l'os (implant « bone-level »).



Source : Mainjot, « Zirconie(s) : Partie 1 : à la rencontre de céramiques pas comme les autres », 2018

Au-delà des propriétés biologiques, les propriétés mécaniques du matériau se trouvent également être d'une grande importance. En effet, dans le cas d'une restauration sur implant, l'absence de ligament parodontal entraînera une transmission des forces masticatoires directement à l'os, laquelle est influencée par le design et le matériau de la restauration implantaire. Si les contraintes masticatoires excèdent un certain seuil, elles pourraient entraîner une perte osseuse²⁹⁹. Cela suggère qu'un matériau résilient ayant un plus faible module élastique, pourraient permettre, par effet amortisseur, une meilleure absorption des contraintes et ainsi une moindre transmission des forces masticatoires à l'implant et à l'os environnant³⁰⁰. De ce point de vue, le module d'élastique des PICNs, intermédiaire à la dentine et l'émail, plus favorable que celui des céramiques (trop rigides) et des composites CAD-CAM DFs (trop flexibles, ce qui a été signalé comme une cause potentielle du décollement de couronnes en Lava Ultimate), ainsi que leur résilience, les rend particulièrement adaptés pour les restaurations sur implants^{301,302}. De plus, ils présentent également une bonne usinabilité, une facilité des réglages occlusaux et provoquent moins d'usure antagoniste que les céramiques³⁰³. Enfin, leurs propriétés d'adhésion aux colles, nettement supérieures à celles des autres composites CAD-CAM,

²⁹⁹ VanSchoiack et al., « Effect of bone density on the damping behavior of dental implants : an in vitro method ».

³⁰⁰ Magne et al., « Damping behavior of implant-supported restorations ».

³⁰¹ Coldea, Swain, et Thiel, « Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials ».

³⁰² Rohr et al., « Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns ».

³⁰³ Swain et al., « Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials ».

peuvent s'avérer intéressantes pour la liaison à une base titane (cf figure 35)³⁰⁴. Grâce à ces diverses propriétés, les PICNs sont maintenant en concurrence avec les matériaux céramiques pour les restaurations unitaires définitives sur implants.

De futures perspectives d'évolution en prothèse sur implant pourrait inclure l'utilisation du FG-PICN. En effet, sa grande énergie de rupture par flexion (supérieures à l'IPS e.max CAD et à la zircone HT Katana Zirconia) lui confère une intéressante capacité d'absorption des contraintes, supérieure encore à celle des PICNs homogènes³⁰⁵.

Figure 35 : Couronne en Vita Enamic collée à un pilier titane (Variobase® C, Straumann).



Source : Mainjot, 2018

Au vu de l'intérêt que peut représenter ce matériau PICN en implantologie, Amélie Mainjot et France Lambert ont développé en 2016, le concept One tooth - One time (1T1T) qui repose sur l'utilisation d'une couronne en Vita Enamic pour la réhabilitation d'édentements unitaires en secteur postérieur. Ce protocole simple et économique consiste en la pose d'un implant unitaire dans le secteur prémolaire-molaire, immédiatement suivie de la réalisation d'une empreinte optique, de l'usinage et de la pose d'une couronne transvissée en PICN (Enamic, Vita Zahnfabrik, Germany). En effet, bien que les flux numériques soient de plus en plus utilisés en implantologie et que l'efficacité de la mise en charge immédiate ait été démontrée, les protocoles actuels recommandent encore le passage par une phase transitoire lors de la phase d'ostéointégration, avec la mise en place d'une couronne provisoire en résine^{306,307}. Ce protocole original permet ainsi de surmonter les traitements chronophages et d'améliorer la satisfaction du patient en délivrant en quelques heures une couronne définitive en occlusion, et se distingue des protocoles de mise en charge différées classiques, dans lesquels la couronne définitive est placée plusieurs mois plus tard, après ostéointégration.

³⁰⁴ Eldafrawy et al., « Bonding to CAD-CAM composites : an interfacial fracture toughness approach ».

³⁰⁵ Eldafrawy et al., « A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks ».

³⁰⁶ Esposito et al., « Interventions for replacing missing teeth : different times for loading dental implants ».

³⁰⁷ Wang et al., « Consensus conference on immediate loading : the single tooth and partial edentulous areas ».

Préalablement à l'intervention, les patients inclus dans le protocole ont tous été reçus en visite de contrôle afin de vérifier l'absence de pathologies parodontales ou carieuses actives. Un examen CBCT a également été réalisé afin de planifier l'acte chirurgical.

Les procédures chirurgicales et prothétiques seront ici illustrées par la présentation d'un cas clinique issu d'une publication de F. Lambert et A. Mainjot³⁰⁸. Le patient est un homme de 47 ans dont la 15 a été extraite pour des raisons carieuses plusieurs années auparavant. L'espace prothétique, la qualité et la quantité de tissu kératinisée (>5mm) et osseux (qualité osseuse de type 2 au CBCT) disponibles sont satisfaisants et autorisent la pose d'un implant de diamètre moyen et d'une longueur d'au moins 10mm. Après une anesthésie locale, une incision minimalement invasive n'interférant pas avec les dents adjacentes est réalisée, suivie de la pose d'un implant Straumann tissue-level (TE, SLActive, Straumann, Basel, Switzerland). L'implantation est réalisée au niveau d'un site cicatrisé (12 semaines minimum), selon le protocole chirurgical standard recommandé par le fabricant, en veillant à ce que le torque soit d'au moins 35 N/cm afin d'assurer une stabilité primaire suffisante. Compte tenu de la situation osseuse optimale, un mini-flap vestibulaire a été réalisé de manière à repousser les tissus mous et à favoriser le profil gingival péri-implantaire (cf figure 36).

Figure 36 : Situation clinique initiale et étapes chirurgicales du protocole 1T1T.

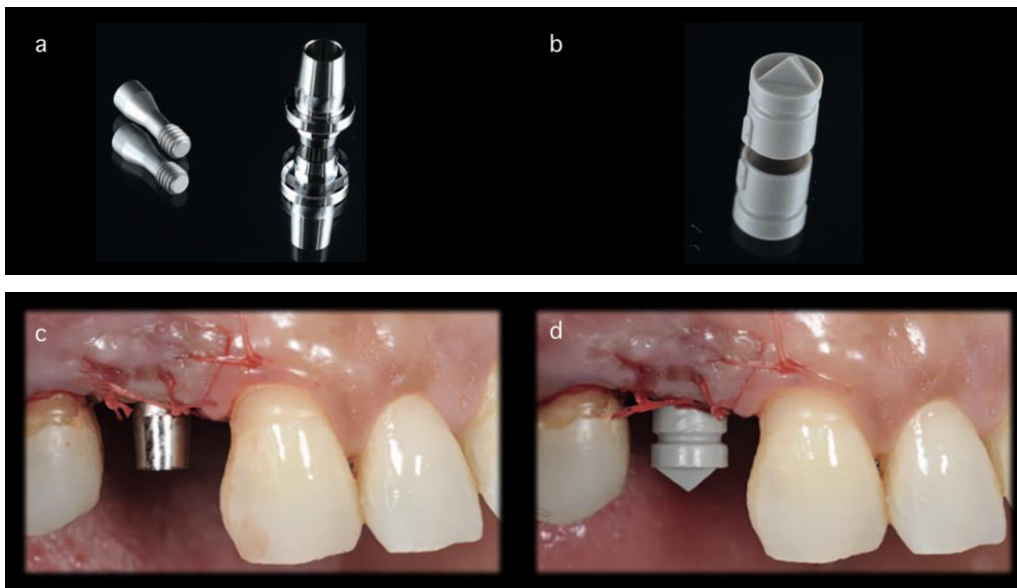


Source : Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) », 2017

³⁰⁸ Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) : a straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region ».

Directement après la chirurgie un pilier Variobase® C (Straumann, Basel, Switzerland ; cf figure 37 a et c) et un Scanbody Cerec (de taille correspondante au Variobase ; cf figure 37b et d ;) sont placés afin de permettre la prise d'une empreinte optique des arcades supérieure et inférieure, ainsi que d'un mordure, à l'aide d'une caméra Omnicam (Cerec System, Sirona, Salzburg, Autriche). Une fois l'empreinte optique réalisée, le Variobase est retiré et un pilier de cicatrisation est placé durant la procédure de fabrication chairside de la couronne.

Figure 37 : Piliers Variobase (a,c) et Scanbody Cerec (b,d) nécessaires à la réalisation de l'empreinte optique intraorale.

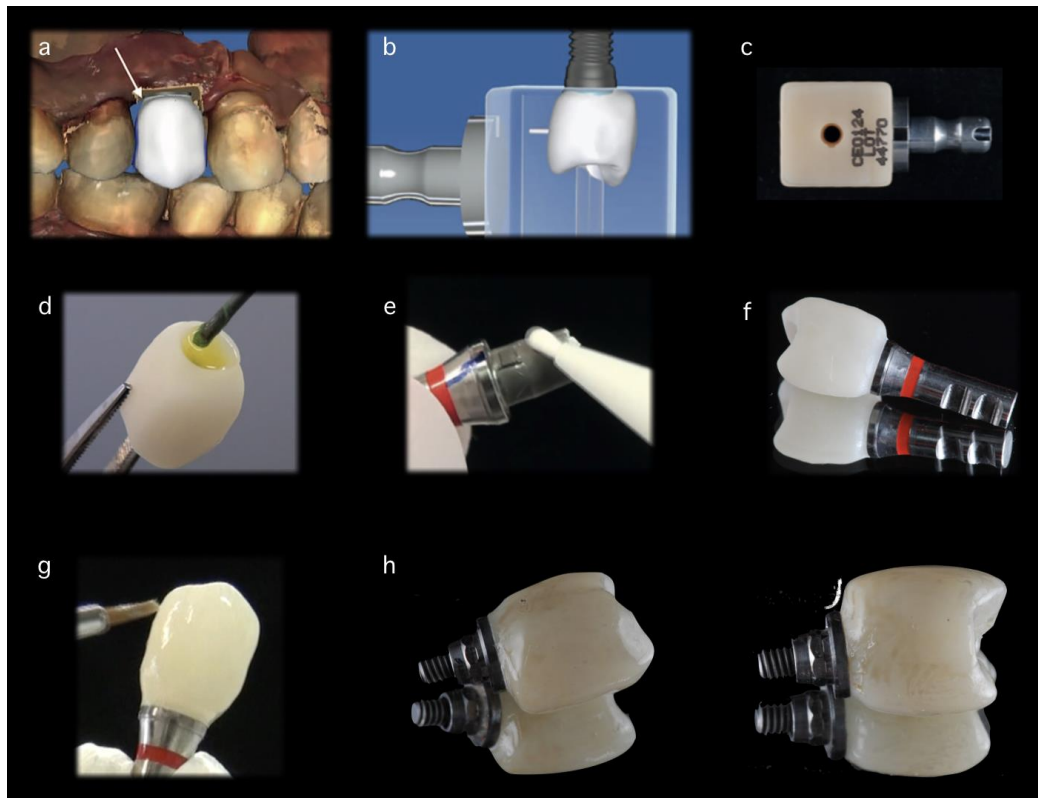


Source : Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) », 2017

La restauration est ensuite usinée dans un bloc de Vita Enamic IS (Implant Solutions ; cf figure 38, c) comportant un trou préformé dont le diamètre correspond à celui du pilier. Le design de la couronne a été réalisé avec le logiciel Cerec 4 (cf figure 38, a et b) et une attention particulière est donnée au profil d'émergence de la restauration : la partie transgingivale est désignée de manière à positionner de façon idéale la limite cervicale afin de guider la cicatrisation des tissus mous (cf figure 38, h). Le pilier Variobase en titane est vissé sur un analogue d'implant afin de faciliter sa préhension et le collage de la couronne au pilier est réalisé de la façon suivante : préparation de surface de l'intrados de la couronne en Vita Enamic par mordantage à l'acide fluorhydrique durant 60s (cf figure 38, d), nettoyage durant 5mn dans un bain d'éthanol dans une cuve à ultrasons et application d'une couche de silane dans l'intrados à l'aide d'une microbrush. Le col du pilier est, quant à lui, protégé avec un silicone avant sablage (particules d'alumine 50microns, 2 bar), puis nettoyé et recouvert d'une couche de silane (cf figure 38, e). Après protection de la vis du pilier à l'aide de teflon, la couronne est collée au pilier avec

une colle composite (de type Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent), selon les recommandations du fabricant (cf figure 38, f), puis maquillée avec un composite photopolymérisable nanochargé (après mordantage de l'extrados de la couronne et silanisation ; cf figure 38, g) et poli avec les instruments appropriés.

Figure 38 : Fabrication chairside de la couronne avec le logiciel Cerec 4 et l'usineuse Cerec MCXL ; protocole de collage de la couronne usinée au pilier Variobase.



Source : Lambert et Mainjot, « One-Tooth One-Time (1T1T) », 2017

Enfin, la couronne est nettoyée pendant 2mn dans 3 bains de désinfection consécutifs (RBS, eau stérile, alcool 90°C), puis transvissée en bouche à un torque de 35 N/cm. Le puit de vis est protégé avec du teflon et un eugénate (cavit) est temporairement mis en place. Finalement, l'occlusion est ajustée de façon à obtenir des rapports occlusaux équilibrés standards. Le patient est revu en contrôle à une semaine puis à 2 mois afin de contrôler l'ostéointégration et pour refermer le puit d'accès à la vis avec un composite photopolymérisable. Le suivi s'effectue par la suite à 6 mois, 1 an et tous les ans pendant 5 ans. La situation clinique à 2 ans met en évidence une belle intégration de la couronne au sein de l'arcade, avec une évolution favorable des tissus mous péri-implantaire et tout particulièrement, des papilles, ainsi qu'un niveau osseux stable (cf figure 39).

Figure 39 : Situations cliniques et radiographies de contrôle, juste après le placement de la couronne (a) ainsi qu'au suivi à 1 an (b) et 2 ans (c) avec les points de contact occlusaux mis en évidence.



Source : Mainjot et Lambert, 2016, 2017 et 2018

Dans ce concept, l'absence d'étapes de laboratoire permet de diminuer le nombre de rendez-vous et le coût global du traitement, offrant ainsi des résultats immédiats et une grande satisfaction du patient. Selon les auteurs, le choix du matériau est d'une grande importance. En effet, comme précédemment énoncé, les propriétés mécaniques (résilience et module élastique, absorptions des contraintes, résistance à l'usure), biologiques (biocompatibilité et donc stabilité des tissus mous péri-implantaires), d'adhésion (collage à un pilier titane) ainsi que la bonne usinabilité du PICN, rendent ce matériau particulièrement adapté aux restaurations implantaires.

La preuve du concept a été présentée dans une publication internationale fin 2017³⁰⁹ et une case series incluant 10 couronnes actuellement en cours, montre un taux de survie des implants de 100 % à 2 ans. Ces résultats sont très prometteurs mais des recherches cliniques plus approfondies sont nécessaires pour valider ce protocole sur un plus grand nombre de patients, sur d'autres systèmes implantaires, ainsi que pour comparer cette approche aux protocoles de mise en charges conventionnels (différés). Pour ce faire, deux études cliniques randomisées sont en cours d'élaboration à l'université de Liège.

³⁰⁹ Lambert et Mainjot.

Conclusion

Il existe de nos jours une grande variété de matériaux de restauration mais aucun d'eux ne peut être considéré comme le biomatériau idéal ou universel. Il conviendra donc de choisir le matériau le mieux adapté à chaque situation clinique, lequel devra promouvoir des stratégies de traitement minimalement invasives visant à conserver au maximum les tissus dentaires résiduels.

Parmi les matériaux disponibles sur le marché, le développement des blocs CAD-CAM a entraîné l'apparition de nouvelles générations de matériaux, parmi lesquels les PICNs avec leur microstructure spécifique et leur mode de polymérisation HT-HP innovant, constituent une classe prometteuse de biomatériau. Ces derniers, et particulièrement les PICNs expérimentaux homogènes, présentent de nombreux avantages en comparaison aux autres matériaux composites et céramiques du point de vue de : (1) leurs propriétés mécaniques : une ténacité et une résistance en flexion comparables à la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium et supérieures aux composites CAD/CAM à charges dispersées, un module élastique et une dureté intermédiaires à la dentine et à l'émail, ainsi qu'un comportement favorable en termes d'usure ; (2) leur usinabilité : caractérisée par un fraisage rapide avec moins d'écaillage marginal que les céramiques, permettant leur usinage en très fine épaisseur ; ainsi qu'une grande tolérance aux dommages facilitant l'ajustage clinique des restaurations en bouche par fraisage ; (3) leurs propriétés de biocompatibilité : un haut degré de conversion de monomères réduisant leur relargage (en comparaison avec les composites photopolymérisés) et améliorant la stabilité chimique du matériau, ainsi que des résultats similaires au disilicate de lithium vis-à-vis des fibroblastes et supérieurs vis-à-vis des kératinocytes, en terme d'attachement cellulaire ; et enfin (4) leurs propriétés d'adhésion aux colles équivalentes au disilicate de lithium après préparation de surface par mordantage (voire supérieure pour le PICN expérimental homogène), qualité fondamentale dans le cadre d'une dentisterie minimalement invasive. Les PICNs sont en outre particulièrement adaptés aux procédés CAD-CAM chairside puisqu'ils ne nécessitent pas de procédure de cuisson après usinage, permettant ainsi de réduire le temps global du traitement.

Grâce à ces diverses propriétés, les PICNs sont maintenant en concurrence avec les céramiques pour la réalisation de restaurations unitaires collées (partielles ou périphériques) sur dents et implants. De plus, ils permettent le développement de nouvelles stratégies thérapeutiques minimalement invasives, notamment pour la réalisation de traitements « no prep » avec peu, voire pas de préparation des tissus dentaires (protocole One step - No prep), ainsi que pour la réalisation de restaurations unitaires sur implant associées à de nouveaux protocoles de mise en charge immédiate (protocole

1T1T). Ils sont particulièrement indiqués chez les patients présentant un haut niveau de stress occlusal (bruxisme par exemple), en raison de leur capacité à absorber les chocs et à évoluer avec l'occlusion. De futures perspectives concernent le développement des blocs de PICN biomimétique (FG-PICN), présentant une microstructure innovante qui, pour la première fois de manière tout à fait originale, imite les propriétés des tissus dentaires avec un gradient de propriétés mécaniques et optiques au travers du bloc. Ce biomatériau combine les avantages à la fois des composites CAD/CAM et des vitrocéramiques, d'un point de vue de leurs propriétés biomécaniques (résistance en flexion similaire au disilicate de lithium, gradient de module élastique et dureté similaires aux tissus dentaires, énergie de rupture en flexion et donc capacité à amortir les chocs supérieure au disilicate de lithium et à la zircone HT), mais également en termes d'usinabilité, de propriétés optiques (gradient au sein du bloc : amélaire en surface et dentinaire en profondeur) et de polissage. Ce sont là les prémices d'une évolution très prometteuse dans le cadre de notre quête du biomatériau idéal...

Bibliographie

Acar, O., B. Yilmaz, S. H. Altintas, I. Chandrasekaran, et W. M. Johnston. « Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, n° 1 (2016): 71-75. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.014>.

Adair, P. J. Glass-ceramic dental products. 4,431,420, filed 1982 1982, et issued 1984.

Addy, M. « Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity : are they associated ? » *Journal of the irish dental association* 51, n° 5 (2006): 226-31.

Akin, A., S. Toksavul, et M. Toman. « Clinical marginal and internal adaptation of maxillary anterior single all-ceramic crowns and 2-year randomized controlled clinical trial ». *Journal of prosthodontics* 24, n° 5 (2015): 345-50. <https://doi.org/10.1111/jopr.12217>.

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>.

Amaral, R., M. Ozcan, L. F. Valandro, I. Balducci, et M. A. Bottino. « Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions ». *Journal of biomedical materials research* 85, n° 1 (2008): 1-9. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30908>.

Armstrong, S., S. Geraldeli, R. Maia, L. H. A. Raposo, C. J. Soares, et J. Yamagawa. « Adhesion to tooth structure : a critical review of “micro” bond strength test methods ». *Dental materials* 26, n° 2 (2010): e50-62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>.

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>.

Awad, D., B. Stawarczyk, A. Liebermann, et N. Ilie. « Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 6 (2015): 534-40. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.003>.

Awada, A., et D. Nathanson. « Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 114, n° 4 (2015): 587-93. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.016>.

Azzopardi, N., K. Moharamzadeh, D. J. Wood, N. Martin, et R. van Noort. « Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins ». *Dental materials* 25, n° 12 (2009): 1564-68. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.011>.

Badawy, R., O. El-Mowafy, et L. E. Tam. « Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - alternative loading approach for compact tension test ». *Dental materials* 32, n° 7 (2016): 847-52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.003>.

Bakopoulou, A., G. Leyhausen, J. Volk, A. Tsiftoglou, P. Garefis, P. Koidis, et W. Geurtsen. « Effects of HEMA and TEDGMA on the in vitro odontogenic differentiation potential of human pulp stem/progenitor cells derived from deciduous teeth ». *Dental materials* 27, n° 6 (2011): 608-17. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.002>.

Belli, R., M. Wendler, D. de Ligny, et M. R. Cicconi. « Chairside CAD/CAM materials. Part 1 : measurement of elastic constants and microstructural characterization ». *Dental materials* 33, n° 1 (2017): 84-98. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.009>.

Berkovitz, B. K. B., G. R. Holland, et B. J. Moxham. *Oral anatomy, histology and embryology*. Edinburgh ; New York : Mosby/Elsevier, 2009.

Boccaccini, A. R. « Assessment of brittleness in glass-ceramics and particulate glass matrix composites by indentation data ». *Journal of materials science letters* 15, n° 13 (1996): 1119-21. <https://doi.org/10.1007/BF00539954>.

- Borba, M., M. D. de Araújo, E. de Lima, H. N. Yoshimura, P. F. Cesar, J. A. Griggs, et A. Della Bona. « Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures ». *Dental materials* 27, n° 12 (2011): 1259-66. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.008>.
- Braem, M., W. Finger, V. E. Van Doren, P. Lambrechts, et G. Vanherle. « Mechanical properties and filler fraction of dental composites ». *Dental materials* 5, n° 5 (1989): 346-48.
- Calheiros, F. C., M. Daronch, F. A. Rueggeberg, et R. R. Braga. « Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion ». *Dental materials* 30, n° 6 (2014): 613-18. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.024>.
- Campos, F., C. S. Almeida, M. P. Rippe, R. M. de Melo, L. F. Valandro, et M. A. Bottino. « Resin bonding to a hybrid ceramic : effects of surface treatments and aging ». *Operative dentistry* 41, n° 2 (2016): 171-78. <https://doi.org/10.2341/15-057-L>.
- Cekic-Nagas, I., G. Ergun, F. Egilmez, P. K. Vallittu, et L. V. J. Lassila. « Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials ». *Journal of prosthodontic research* 60, n° 4 (2016): 265-73. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.02.003>.
- Cesar, P. F., W. G. Miranda, et R. R. Braga. « Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 86, n° 3 (2001): 289-96. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114513>.
- 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>.
- Chevalier, J., J. Loh, L. Gremillard, S. Meille, et E. Adolphson. « Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface ». *Acta biomaterialia* 7, n° 7 (2011): 2986-93. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.03.006>.
- Chirumamilla, G., C. E. Goldstein, et N. C. Lawson. « A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 28, n° 4 (2016): 231-37. <https://doi.org/10.1111/jerd.12206>.
- Coldea, A., J. Fischer, M. V. Swain, et N. Thiel. « Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments ». *Dental materials* 31, n° 6 (2015): 684-94. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.007>.
- Coldea, A., M. V. Swain, et N. Thiel. « In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 26 (2013): 34-42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.05.004>.
- . « 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>.
- Collares, K., M. B. Corrêa, M. Laske, et E. Kramer. « A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations ». *Dental materials* 32, n° 5 (2016): 687-94. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.006>.
- Conrad, H. J., W-J. Seong, et I. J. Pesun. « Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review ». *The journal of prosthetic dentistry* 98, n° 5 (2007): 389-404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3).
- Darmani, H., A. S. Al-Hiyasat, et M. M. Milhem. « Cytotoxicity of dental composites and their leached components ». *Quintessence international* 38, n° 9 (2007): 789-95.
- De Munck, J., A-K. Luehrs, A. Poitevin, A. Van Ende, et B. Van Meerbeek. « Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive-dentin interfaces ». *Dental materials* 29, n° 6 (2013): 635-44. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.010>.
- 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>.
- DeLong, R., C. Sasik, M. R. Pintado, et W. H. Douglas. « The wear of enamel when opposed by ceramic systems ». *Dental materials* 5, n° 4 (1989): 266-71.
- Denry, I., et J. Holloway. « Ceramics for dental applications : a review ». *Materials* 3, n° 1 (2010): 351-68. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>.

- Denry, I., et J. R. Kelly. « State of the art of zirconia for dental applications ». *Dental materials* 24, n° 3 (2008): 299-307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>.
- Dietschi, D., G. Campanile, J. Holz, et J. M. Meyer. « Comparison of the color stability of ten new-generation composites : an in vitro study ». *Dental materials* 10, n° 6 (1994): 353-62.
- Dietschi, D., et R. Spreafico. « Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations ». *Practical periodontics and aesthetic dentistry* 10, n° 1 (1998): 47-54; quiz 56.
- Dirxen, C., U. Blunck, et S. Preissner. « Clinical performance of a new biomimetic double network material ». *The open dentistry journal* 7 (2013): 118-22. <https://doi.org/10.2174/1874210620130904003>.
- 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*, 2017, 22034517728714. <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*, 2018, 22034518785364. <https://doi.org/10.1177/0022034518785364>.
- Elsaka, S. E. « Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement : the effect of surface treatments ». *The journal of adhesive dentistry* 16, n° 6 (2014): 531-40. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33198>.
- Espósito, M., M. G. Grusovin, H. Maghaireh, et H. V. Worthington. « Interventions for replacing missing teeth : different times for loading dental implants ». *The cochrane database of systematic reviews*, n° 3 (2013): CD003878. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003878.pub5>.
- Etman, M. K. « Confocal examination of subsurface cracking in ceramic materials ». *Journal of prosthodontics* 18, n° 7 (2009): 550-59. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00447.x>.
- Ferracane, J. L. « Elution of leachable components from composites ». *Journal of oral rehabilitation* 21, n° 4 (1994): 441-52.
- Ferracane, J. L., et J. R. Condon. « Post-cure heat treatments for composites : properties and fractography ». *Dental materials* 8, n° 5 (1992): 290-95.
- Ferracane, J. L., J. C. Mitchem, J. R. Condon, et R. Todd. « Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure ». *Journal of dental research* 76, n° 8 (1997): 1508-16. <https://doi.org/10.1177/00220345970760081401>.
- Fischer, H., et R. Marx. « Fracture toughness of dental ceramics : comparison of bending and indentation method ». *Dental materials* 18, n° 1 (2002): 12-19.
- Fischer, H., A. Waindich, et R. Telle. « Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results ». *Dental materials* 24, n° 5 (2008): 618-22. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.021>.
- Frankenberger, R., V. E. Hartmann, M. Krech, N. Krämer, S. Reich, A. Braun, et M. Roggendorf. « Adhesive luting of new CAD/CAM materials ». *International journal of computerized dentistry* 18, n° 1 (2015): 9-20.
- Fuentes, M. V., L. Ceballos, et S. González-López. « Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites ». *Clinical oral investigations* 17, n° 3 (2013): 717-24. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0752-y>.
- Galiatsatos, A. A., et D. Bergou. « Clinical evaluation of anterior all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses ». *Quintessence international* 45, n° 1 (2014): 9-14. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a30766>.
- Gan, X-Q., Z-B. Cai, B-R. Zhang, X-D. Zhou, et H-Y. Yu. « Friction and wear behaviors of indirect dental restorative composites ». *Tribology letters* 46, n° 1 (2012): 75-86. <https://doi.org/10.1007/s11249-012-9921-z>.
- Gonzaga, C. C., H. N. Yoshimura, P. F. Cesar, et W. G. Miranda. « Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations ». *Journal of materials science* 20, n° 5 (2009): 1017-24. <https://doi.org/10.1007/s10856-008-3667-z>.
- Goujat, A., H. Abouelleil, P. Colon, C. Jeannin, et N. Pradelle. « Mechanical properties and

internal fit of 4 CAD-CAM block materials ». *The journal of prosthetic dentistry*, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.001>.

Grenade, C., M-C. De Pauw-Gillet, P. Gailly, A. Vanheusden, et A. Mainjot. « Biocompatibility of Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) materials with human gingival fibroblasts (HGFs) ». *Dental materials* 32, n° 9 (2016): 1152-64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.06.020>.

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>.

Grossman, D. Tetrasilicic mica glassceramic method. 3,732,087, 1973, issued 1973.

Guess, P., C. Selz, A. Voulgarakis, S. Stampf, et C. Stappert. « Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations : 7-year results ». *The international journal of prosthodontics* 27, n° 4 (2014): 355-58. <https://doi.org/10.11607/ijp.3679>.

Guler, A. U., F. Yilmaz, T. Kulunk, E. Guler, et S. Kurt. « Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 94, n° 2 (2005): 118-24. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.05.004>.

Gupta, S. K., P. Saxena, V. A. Pant, et A. B. Pant. « Release and toxicity of dental resin composite ». *Toxicology international* 19, n° 3 (2012): 225-34. <https://doi.org/10.4103/0971-6580.103652>.

Güth, J.-F., T. Zuch, S. Zwinge, J. Engels, M. Stimmelmayer, et D. Edelhoff. « Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers ». *Dental materials journal* 32, n° 6 (2013): 865-71.

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>.

Heffernan, M. J., S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, et M. A. Vargas. « Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : core materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 88, n° 1 (2002): 4-9.

Heintze, S. D., et V. Rousson. « Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses : a systematic review ». *The international journal of prosthodontics* 23, n° 6 (2010): 493-502.

Hickel, R., A. Peschke, M. Tyas, S. Bayne, et S. D. Heintze. « 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>.

Homaei, E., K. Farhangdoost, E. H. N. Pow, J. P. Matinlinna, M. Akbari, et J. K-H. Tsoi. « Fatigue resistance of monolithic CAD/CAM ceramic crowns on human premolars ». *Ceramics international* 42, n° 14 (2016): 15709-17. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.07.029>.

Homaei, E., K. Farhangdoost, J. K. H. Tsoi, J. P. Matinlinna, et E. H. N. Pow. « Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59 (2016): 304-13. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.01.023>.

Huang, M., R. Wang, V. Thompson, D. Rekow, et W. O. Soboyejo. « Bioinspired design of dental multilayers ». *Journal of materials science. materials in medicine* 18, n° 1 (2007): 57-64.
<https://doi.org/10.1007/s10856-006-0662-0>.

Ichim, I. P., P. R. Schmidlin, Q. Li, J. A. Kieser, et M. V. Swain. « Restoration of non-carious cervical lesions. Part II : restorative material selection to minimise fracture ». *Dental materials* 23, n° 12 (2007): 1562-69. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.002>.

Ilie, N., et R. Hickel. « Investigations on mechanical behaviour of dental composites ». *Clinical oral investigations* 13, n° 4 (2009): 427-38. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4>.

Imazato, S., J. F. McCabe, H. Tarumi, A. Ehara, et S. Ebisu. « Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR ». *Dental materials* 17, n° 2 (2001): 178-83.

Irie, M., R. Tjandrawinata, L. E. T. Yamashiro, et S. Kazuomi. « Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study ». *Dental materials journal* 27, n° 2 (2008): 300-309.

- Kelly, J. R., I. Nishimura, et S. D. Campbell. « Ceramics in dentistry : historical roots and current perspectives ». *The journal of prosthetic dentistry* 75, n° 1 (1996): 18-32.
- Kern, M. « Bonding to oxide ceramics : laboratory testing versus clinical outcome ». *Dental materials* 31, n° 1 (2015): 8-14. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.06.007>.
- Kern, T., J. Tinschert, J-S. Schley, et S. Wolfart. « Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior FDPs made of in-ceram zirconia ». *The international journal of prosthodontics* 25, n° 6 (2012): 622-24.
- Kitasako, Y., Y. Sasaki, T. Takagaki, A. Sadr, et J. Tagami. « Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan ». *Journal of dentistry* 43, n° 4 (2015): 418-23. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.004>.
- Krejci, I., F. Lutz, M. Reimer, et J. L. Heinzmann. « Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements ». *The journal of prosthetic dentistry* 69, n° 4 (1993): 425-30.
- Krifka, S., G. Spagnuolo, G. Schmalz, et H. Schweikl. « A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers ». *Biomaterials* 34, n° 19 (2013): 4555-63. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2013.03.019>.
- 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*, 2017. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00136>.
- Lauvahutanon, S., H. Takahashi, M. Shiozawa, N. Iwasaki, Y. Asakawa, M. Oki, W. J. Finger, et M. Arksornnukit. « Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM ». *Dental materials journal* 33, n° 5 (2014): 705-10.
- Lawn, Brian R., et James J.-W. Lee. « Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading ». *Acta biomaterialia* 5, n° 6 (2009): 2213-21. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.02.001>.
- 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>.
- Leprince, J. G., W. M. Palin, M. A. Hadis, J. Devaux, et G. Leloup. « Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency ». *Dental materials* 29, n° 2 (2013): 139-56. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.005>.
- Li, Y., M. L. Swartz, R. W. Phillips, B. K. Moore, et T. A. Roberts. « Effect of filler content and size on properties of composites ». *Journal of dental research* 64, n° 12 (1985): 1396-1401. <https://doi.org/10.1177/00220345850640121501>.
- Lin-Gibson, S., L. Sung, A. M. Forster, H. Hu, Y. Cheng, et N. J. Lin. « Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays ». *Acta biomaterialia* 5, n° 6 (2009): 2084-94. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.01.043>.
- Lise, D. P., A. Van Ende, J. De Munck, Lcc Vieira, L. N. Baratieri, et B. Van Meerbeek. « Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging ». *Operative dentistry* 42, n° 1 (2017): 73-81. <https://doi.org/10.2341/15-263-L>.
- Liu, P-R., et M. E. Essig. « Panorama of dental CAD/CAM restorative systems ». *Compendium of continuing education in dentistry* 29, n° 8 (2008): 482, 484, 486-488 passim.
- Loomans, B., N. Opdam, T. Attin, D. Bartlett, D. Edelhoff, R. Frankenberger, G. Benic, et al. « Severe tooth wear : european consensus statement on management guidelines ». *The journal of adhesive dentistry* 19, n° 2 (2017): 111-19. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a38102>.
- Lu, T., L. Peng, F. Xiong, X-Y. Lin, et P. Zhang. « A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the cerec ac chair-side system ». *The journal of prosthetic dentistry* 119, n° 3 (2018): 363-68.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.022>.

Lynch, C. D., N. J. Opdam, R. Hickel, P. A. Brunton, S. Gurgan, A. Kakaboura, A. C. Shearer, et al.. « Guidance on posterior resin composites : academy of operative dentistry european section ». *Journal of dentistry* 42, n° 4 (2014): 377-83. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.009>.

Madfa, A. A., et X-G. Yue. « Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading : A review article ». *The japanese dental science review* 52, n° 1 (2016): 2-13. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2015.07.001>.

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., M. Silva, E. Oderich, L. L. Boff, et R. Enciso. « Damping behavior of implant-supported restorations ». *Clinical oral implants research* 24, n° 2 (2013): 143-48. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02311.x>.

Mahoney, E., A. Holt, M. Swain, et N. Kilpatrick. « The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth : an ultra-micro-indentation study ». *Journal of dentistry* 28, n° 8 (2000): 589-94.

Mainjot, A. « Ceramic materials for dental prostheses ». In *Biomaterials*, édité par V. Migonney. Hoboken : Wiley & Sons, 2014.

———. « Dental ceramics : classification and indications ». In *Esthetics in dentistry*, édité par D. Schwartz-Arad, 253-68. Paris : Quintessence Publishing, 2016.

———. « Recent advances in composite CAD/CAM blocks ». *The international journal of esthetic dentistry* 11, n° 2 (2016): 275-80.

———. « Zircon(s) : partie 1 : à la rencontre de céramiques pas comme les autres ». *Biomatériaux cliniques* Vol. 3, n° n°1 (2018): 2-12.

Mainjot, A. K., N. M. Dupont, J. C. Oudkerk, T. Y. Dewael, et M. J. Sadoun. « From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites ». *Journal of dental research* 95, n° 5 (2016): 487-95. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>.

Mainjot, A. K. J. « The One step-No prep technique : a straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using Polymer-infiltrated Ceramic Network (PICN) CAD-CAM prostheses ». *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2018. <https://doi.org/10.1111/jerd.12432>.

Maminskas, J., A. Puisys, R. Kuoppala, A. Raustia, et G. Juodzbaly. « The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain : a systematic literature review of finite element studies ». *Journal of oral & maxillofacial research* 7, n° 3 (2016): e4. <https://doi.org/10.5037/jomr.2016.7304>.

Manhart, J., K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen, et R. Hickel. « Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins ». *Dental materials* 16, n° 1 (2000): 33-40.

Manicone, P. F., P. Rossi Iommetti, L. Raffaelli, M. Paolantonio, G. Rossi, D. Berardi, et G. Perfetti. « Biological considerations on the use of zirconia for dental devices ». *International journal of immunopathology and pharmacology* 20, n° Sup. 1 (2007): 9-12.

Marshall, G. W., M. Balooch, R. R. Gallagher, S. A. Gansky, et S. J. Marshall. « Mechanical properties of the dentinoenamel junction : AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture ». *Journal of biomedical materials research* 54, n° 1 (2001): 87-95.

Mesko, M. E., R. Sarkis-Onofre, M. S. Cenci, N. J. Opdam, B. Loomans, et T. Pereira-Cenci. « Rehabilitation of severely worn teeth : a systematic review ». *Journal of dentistry* 48 (2016): 9-15. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.03.003>.

Migonney, V., éd. *Biomaterials*. Hoboken: Wiley & Sons, 2014.

Min J., D. A. Dwayne, et Y. Dandan. « Comparison of human enamel and Polymer-infiltrated Ceramic Network material "enamic" through micro- and nano-mechanical testing ». *Ceramics International*, 2016.

Mohsen, N. M., R. G. Craig, et C. T. Hanks. « Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching ». *Journal of biomedical materials research* 39, n° 2 (1998): 252-60.

Morimoto, S., F.B.W. Rebello de Sampaio, M.M. Braga, N. Sesma, et M. Özcan. « Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays : a systematic review and meta-analysis ». *Journal of dental research* 95, n° 9 (2016): 985-94. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>.

Mörmann, W. H., et A. Bindl. « All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations ». *Dental clinics of north america* 46, n° 2 (2002): 405-26. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(01\)00007-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(01)00007-6).

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>.

Nakajima, M., A. Arimoto, T. Prasansuttiorn, O. Thanatvarakorn, R. M. Foxton, et J. Tagami. « Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness ». *Journal of dentistry* 40, n° sup.2 (2012): e77-82. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.08.016>.

Nalla, R. K., J. H. Kinney, et R. O. Ritchie. « Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin : the role of toughening mechanisms ». *Biomaterials* 24, n° 22 (2003): 3955-68.

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>.

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>.

Opdam, N. J. M., F. H. van de Sande, E. Bronkhorst, M. S. Cenci, P. Bottenberg, U. Pallesen, P. Gaengler, et al. « Longevity of posterior composite restorations : a systematic review and meta-analysis ». *Journal of dental research* 93, n° 10 (2014): 943-49. <https://doi.org/10.1177/0022034514544217>.

Otto, T., et D. Schneider. « Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays : a case series ». *The international journal of prosthodontics* 21, n° 1 (2008): 53-59.

Özarslan, M. M., U. S. Büyükkaplan, Ç. Barutçigil, M. Arslan, N. Türker, et K. Barutçigil. « Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a Polymer-infiltrated Ceramic Network material ». *The journal of advanced prosthodontics* 8, n° 1 (2016): 16. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.1.16>.

Özcan, M., et M. Bernasconi. « Adhesion to zirconia used for dental restorations : a systematic review and meta-analysis ». *The journal of adhesive dentistry* 17, n° 1 (2015): 7-26. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33525>.

Özcan, M., et P. K. Vallittu. « Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics ». *Dental materials* 19, n° 8 (2003): 725-31.

Pabst, A. M., C. Walter, L. Grassmann, M. Weyhrauch, D. D. Brüllmann, T. Ziebart, H. Scheller, et K. M. Lehmann. « Influence of CAD/CAM all-ceramic materials on cell viability, migration ability and adenylate kinase release of human gingival fibroblasts and oral keratinocytes ». *Clinical oral investigations* 18, n° 4 (2014): 1111-18. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1098-9>.

Pallesen, U., et J. W. van Dijken. « An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system ». *European journal of oral sciences* 108, n° 3 (2000): 239-46.

Park, S., J. B. Quinn, E. Romberg, et D. Arola. « On the brittleness of enamel and selected dental materials ». *Dental materials* 24, n° 11 (2008): 1477-85. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.007>.

Pérez, M. M., R. Ghinea, L. I. Ugarte-Alván, R. Pulgar, et R. D. Paravina. « Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites ». *Journal of dentistry* Sup. 2 (2010): e110-116. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.06.003>.

Peumans, M., E. B. Valjakova, J. De Munck, C. B. Mishevskaja, et B. Van Meerbeek. « Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials ». *The journal of adhesive dentistry* 18, n° 4 (2016): 289-302. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36155>.

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>.

Pieger, S., A. Salman, et A. S. Bidra. « Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review ». *The journal of prosthetic dentistry* 112, n° 1 (2014): 22-30. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.005>.

Pjetursson, B. E., I. Sailer, M. Zwahlen, et C. H. Hammerle. « A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I : single crowns ». *Clinical oral implants research* Sup. 3 (2007): 73-85. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x>.

Pongprueksa, P., J. De Munck, K. Karunratanakul, B. C. Barreto, A. Van Ende, P. Senawongse, et B. Van Meerbeek. « Dentin bonding testing using a mini-interfacial fracture toughness approach ». *Journal of dental research* 95, n° 3 (2016): 327-33. <https://doi.org/10.1177/0022034515618960>.

Prielipp, H., M. Knechtel, N. Claussen, S. K. Streiffer, H. Müllejans, M. Rühle, et J. Rödel. « Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks ». *Materials science and engineering* 197, n° 1 (1995): 19-30. [https://doi.org/10.1016/0921-5093\(94\)09771-2](https://doi.org/10.1016/0921-5093(94)09771-2).

Rahbar, N., et W. O. Soboyejo. « Design of functionally graded dental multilayers : design of functionally graded dental multilayers ». *Fatigue & fracture of engineering materials & structures* 34, n° 11 (2011): 887-97. <https://doi.org/10.1111/j.1460-2695.2011.01581.x>.

Rauch, A., S. Reich, L. Dalchau, et O. Schierz. « Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results ». *Clinical oral investigations* 22, n° 4 (2018): 1763-69. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2271-3>.

Reich, S., L. Endres, C. Weber, K. Wiedhahn, P. Neumann, O. Schneider, N. Rafai, et S. Wolfart. « Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months ». *Clinical oral investigations* 18, n° 9 (2014): 2171-78. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1191-8>.

Ribeiro, B. C., J. M. Boaventura, J. Brito-Gonçalves, A. N. Rastelli, V. S. Bagnato, et J. R. Saad. « Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs ». *Journal of applied oral science* 20, n° 2 (2012): 212-17.

Rodrigues, S. A., S. S. Scherrer, J. L. Ferracane, et A. Della Bona. « Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite ». *Dental materials* 24, n° 9 (2008): 1281-88. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.006>.

Rohr, N., A. Coldea, N. U. Zitzmann, et J. Fischer. « Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns ». *Dental materials* 31, n° 12 (2015): e279-288. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.012>.

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>.

Sadoun, M. Composite ceramic block. US 8,507,578 B2, issued 2011.

Sagsoz, O., T. Demirci, G. Demirci, N. P. Sagsoz, et M. Yildiz. « The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics ». *The journal of advanced prosthodontics* 8, n° 6 (2016): 417. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.6.417>.

Sailer, I., B. E. Pjetursson, M. Zwahlen, et C. H. Hammerle. « A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II : Fixed dental prostheses ». *Clinical oral implants research* Sup. 3 (2007): 86-96. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01468.x>.

Santos, G. B. dos, R. V. M. Alto, H. R. S. Filho, E. M. da Silva, et C. E. Fellows. « Light transmission on dental resin composites ». *Dental materials* 24, n° 5 (2008): 571-76. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.015>.

Schepke, U., H. J. Meijer, K. M. Vermeulen, G. M. Raghoobar, et M. S. Cune. « Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments : a case series within a randomized clinical trial ». *Clinical implant dentistry and related research* 18, n° 5 (2016): 984-92. <https://doi.org/10.1111/cid.12382>.

Scherrer, S. S., P. F. Cesar, et M. V. Swain. « Direct comparison of the bond strength results of the different test methods : a critical literature review ». *Dental materials* 26, n° 2 (2010): e78-93. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.12.002>.

Scherrer, S. S., I. L. Denry, et H. W. Wiskott. « Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic ». *Dental materials* 14, n° 4 (1998): 246-55.

Schlichting, L. H., H. P. Maia, L. N. Baratieri, et P. Magne. « Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion ». *The journal of prosthetic dentistry* 105, n° 4 (2011): 217-26. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60035-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8).

Schwenter, J., F. Schmidli, R. Weiger, et J. Fischer. « Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic ». *Dental materials journal* 35, n° 5 (2016): 796-802. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-271>.

Seghi, R. R., S. F. Rosenstiel, et P. Bauer. « Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro ». *Journal of dental research* 70, n° 3 (1991): 221-25. <https://doi.org/10.1177/00220345910700031301>.

Selz, C. F., J. R. Strub, K. Vach, et P. C. Guess. « Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents : a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years ». *Clinical oral investigations* 18, n° 6 (2014): 1695-1703. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1137-6>.

Selz, C. F., A. Vuck, et P. C. Guess. « Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials : a case report and 3-year follow up ». *Quintessence international* 47, n° 2 (2016): 115-21. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a34808>.

Sen, N., et Y. O. Us. « Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 119, n° 4 (2018): 593-99. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.012>.

Setally Azevedo Macena, M., M. de Alencar e Silva Leite, C. de Lima Gouveia, T. A. de Lima, P. A. Athayde, et F. B. de Sousa. « A comparative study on component volumes from outer to inner dental enamel in relation to enamel tufts ». *Archives of oral biology* 59, n° 6 (2014): 568-77. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.03.001>.

Seydler, B., et M. Schmitter. « Clinical performance of two different CAD/CAM fabricated ceramic crowns : 2-Year results ». *The journal of prosthetic dentistry* 114, n° 2 (2015): 212-16. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.016>.

Sideridou, I., V. Tserki, et G. Papanastasiou. « Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins ». *Biomaterials* 23, n° 8 (2002): 1819-29.

Smith, W. F. *Principles of materials science and engineering*. 3rd ed. New York : McGraw-Hill, 1996

Soares, C. J., M. Giannini, M. T. Oliveira, L. A. Paulillo, et L. R. Martins. « Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement ». *Journal of applied oral science* 12, n° 1 (2004): 45-50.

Soderholm, K-J. « Review of the fracture toughness approach ». *Dental materials* 26, n° 2 (2010): e63-77. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.151>.

Sonmez, N., P. Gultekin, V. Turp, G. Akgungor, D. Sen, et E. Mijiritsky. « Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests : a comparative in vitro study ». *BMC oral health* 18, n° 1 (2018). <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0458-2>.

Spitznagel, F. A., J. Boldt, et P. C. Gierthmuehlen. « CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth ». *Journal of dental research* 97, n° 10 (2018): 1082-91. <https://doi.org/10.1177/0022034518779759>.

Spitznagel, F. A., S. D. Horvath, P. C. Guess, et M. B. Blatz. « Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials : a review of the literature ». *Journal of esthetic and restorative*

dentistry 26, n° 6 (2014): 382-93. <https://doi.org/10.1111/jerd.12100>.

Spitznagel, F. A., K. J. Scholz, J. R. Strub, K. Vach, et P. C. Gierthmuehlen. « Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations : 3-year results of a prospective clinical study over 5 years ». *Clinical oral investigations*, 2017. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2293-x>.

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>.

Stober, T, H Gilde, et P Lenz. « Color stability of highly filled composite resin materials for facings ». *Dental materials* 17, n° 1 (2001): 87-94. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00065-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00065-8).

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>.

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

Tian, T., J. K-H. Tsoi, J. P. Matinlinna, et M. F. Burrow. « Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials ». *Dental materials* 30, n° 7 (2014): e147-162. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.017>.

Tong, H., C. B. Tanaka, M. R. Kaizer, et Y. Zhang. « Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area ». *Ceramics international* 42, n° 1 Pt B (2016): 1077-85. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.09.033>.

Travitzky, N. A., et A. Shlayen. « Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu-O composites fabricated by pressureless infiltration technique ». *Materials science and engineering*, 1998.

Tschammler, C., C. Müller-Pflanz, T. Attin, J. Müller, et A. Wiegand. « Prevalence and risk factors of erosive tooth wear in 3-6 year old German kindergarten children : a comparison between 2004/05 and 2014/15 ». *Journal of dentistry* 52 (2016): 45-49. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.003>.

Tsitrou, E. A., S. E. Northeast, et R. van Noort. « Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor ». *Journal of dentistry* 35, n° 12 (2007): 897-902. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.002>.

Vailati, F., et U. C. Belser. « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition : the three-step technique. Part 1 ». *The european journal of esthetic dentistry* 3, n° 1 (2008): 30-44.

———. « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition: the three-step technique. Part 2 ». *The european journal of esthetic dentistry* 3, n° 2 (2008): 128-46.

———. « Full-mouth adhesive rehabilitation of a severely eroded dentition : the three-step technique. Part 3 ». *The european journal of esthetic dentistry* 3, n° 3 (2008): 236-57.

Vailati, F., et S. Carciofo. « CAD/CAM monolithic restorations and full-mouth adhesive rehabilitation to restore a patient with a past history of bulimia : the modified three-step technique ». *The international journal of esthetic dentistry* 11, n° 1 (2016): 36-56.

Vailati, F., L. Gruetter, et U. C. Belser. « Adhesively restored anterior maxillary dentitions affected by severe erosion: up to 6-year results of a prospective clinical study ». *The european journal of esthetic dentistry* 8, n° 4 (2013): 506-30.

Van Landuyt, K. L., Tim Nawrot, B. Geebelen, J. De Munck, J. Snauwaert, K. Yoshihara, H. Scheers, et al. « How much do resin-based dental materials release ? A meta-analytical approach ». *Dental materials* 27, n° 8 (août 2011): 723-47. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.05.001>.

VanSchoiack, L. R., J. C. Wu, C. G. Sheets, et J. C. Earthman. « Effect of bone density on the damping behavior of dental implants : an in vitro method ». *Materials science and engineering* 26, n° 8 (2006): 1307-11. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2005.08.019>.

Vichi, A., M. Carrabba, R. Paravina, et M. Ferrari. « Translucency of ceramic materials for cerec

CAD/CAM system ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 26, n° 4 (2014): 224-31.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12105>.

Wang, H-L, Z. Ormianer, A. Palti, M. L. Perel, P. Trisi, et G. Sammartino. « Consensus conference on immediate loading : the single tooth and partial edentulous areas ». *Implant dentistry* 15, n° 4 (2006): 324-33. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000246248.55038.3a>.

Wegner, L.D, et L.J Gibson. « The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites ». *International journal of mechanical sciences* 43, n° 8 (2001): 1771-91.
[https://doi.org/10.1016/S0020-7403\(01\)00016-9](https://doi.org/10.1016/S0020-7403(01)00016-9).

Wendler, M., R. Belli, A. Petschelt, D. Mevec, W. Harrer, T. Lube, R. Danzer, et U. Lohbauer. « Chairside CAD/CAM materials. Part 2 : flexural strength testing ». *Dental materials* 33, n° 1 (2017): 99-109. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.008>.

Wetselaar, P., J. H. Vermaire, C. M. Visscher, F. Lobbezoo, et A. A. Schuller. « The prevalence of tooth wear in the dutch adult population ». *Caries research* 50, n° 6 (2016): 543-50.
<https://doi.org/10.1159/000447020>.

Willems, G., P. Lambrechts, M. Braem, J. P. Celis, et G. Vanherle. « A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics ». *Dental materials* 8, n° 5 (1992): 310-19.

Wittneben, J-G., R. F. Wright, H-P. Weber, et G. O. Gallucci. « A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations ». *The international journal of prosthodontics* 22, n° 5 (2009): 466-71.

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*, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.08.190>.

Yamanel, K., A. Caglar, K. Gülsahi, et U. A. Ozden. « Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities : 3-D finite element analysis ». *Dental materials journal* 28, n° 6 (2009): 661-70.

Zarone, F., S. Russo, et R. Sorrentino. « From porcelain-fused-to-metal to zirconia : clinical and experimental considerations ». *Dental materials* 27, n° 1 (2011): 83-96.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024>.

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>.

2/20/2019 12:51:00 PM

Table des figures

Figure 1 : Évolution des matériaux utilisés en prothèse conjointe.	3
Figure 2 : Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure.....	4
Figure 3 : Indications cliniques des principales classes de céramiques en fonction de leur résistance mécanique.	5
Figure 4 : Image au MEB d'une vitrocéramique renforcée à la leucite, à gauche ; et au disilicate de lithium, à droite.	7
Figure 5 : Étapes de réalisation d'une endocouronne en IPS e.max Press pour la réhabilitation d'une seconde prémolaire maxillaire.	9
Figure 6 : Illustration schématique du mécanisme de transformation cristalline, à gauche ; vue de la transformation cristalline autour d'une fissure, à droite.....	11
Figure 7 : Observation au MEB d'une couronne transvissée en zircon, déposée 6 mois après sa pose pour réparation suite à un chipping.....	12
Figure 8 : Remplacement d'une ancienne couronne céramo-métallique sur une 11 par une couronne en zircon.	13
Figure 9 : Fabrication d'un composite à charges dispersées (à gauche), vs celle d'un PICN (à droite). 18	
Figure 10 : Illustration schématique de la microstructure d'un composite à charges dispersées (à gauche), par rapport à un matériau PICN (à droite).	19
Figure 11 : Pourcentage volumique de vitrocéramique (% vol.) des neuf couches du FG-PICN, à gauche ; images au MEB de la première (1 ^e) et dernière couche (9 ^e) du bloc de FG-PICN, à un grossissement x2000, à droite.....	23
Figure 12 : Ordre de grandeur des résistances en flexion des principaux matériaux CAD-CAM.	26
Figure 13 : Résistance en flexion des 9 couches du FG-PICN.	27
Figure 14 : Diagramme contrainte-déformation d'un essai de traction.	28
Figure 15 : Valeurs approximatives des modules élastiques des principaux matériaux CAD-CAM.	29
Figure 16 : A gauche, gradient de module élastique à travers le bloc FG-PICN ;.....	30
Figure 17 : Valeurs approximatives de la ténacité des principaux matériaux CAD-CAM.....	33
Figure 18 : Module de Weibull des principaux matériaux de restaurations CAD-CAM.	34
Figure 19 : Valeurs approximatives de dureté des principaux matériaux de restauration CAD-CAM..	35
Figure 20 : Gradient de microdureté Vickers à travers le bloc FG-PICN.	36
Figure 21 : Représentation schématique du processus d'usure et d'endommagement du Vita Enamic (A ; C : phase céramique, P : matrice polymère) et d'un composite (B ; F : charges, M : matrice).....	38
Figure 22 : Observation au microscope électronique à balayage des marges d'une couronne en IPS e.max CAD (à gauche, grossissement x45) par rapport à une couronne expérimentale en PICN (à droite, grossissement x100).	39

Figure 23 : Images en microscopie par immunofluorescence de kératinocytes gingivaux humains cultivés sur du teflon (PTFE, témoin négatif), de la zircone (Zi), de la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (eM) et un PICN expérimental homogène (PICN).....	42
Figure 24 : Illustration du test NTP (« notchless triangular prism »).	45
Figure 25 : Observation au MEB (grossissement x1000) d'un PICN expérimental homogène fabriqué par coulée en barbotine, après polissage et mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 60s.....	46
Figure 26 : Étapes de réalisation d'inlays en Vita Enamic et suivi.	52
Figure 27 : Situation clinique pré-opératoire (vues intrabuccales frontale, occlusales et latérales) et radiographie panoramique initiale.....	55
Figure 28 : Wax-up complet des deux arcades, guidé par la perte tissulaire ("tissue-guided wax-up").	56
Figure 29 : Superposition des modèles et wax-up scannés.	56
Figure 30 : Vues occlusales et latérales des restaurations finales en PICN sur les modèles de travail ainsi que d'une restauration type "table top" de 0,2mm d'épaisseur.....	57
Figure 31 : Préparations minimalement invasives des incisives supérieures et des canines pour la réalisation de facettes vestibulaires en céramique (IPS e.max Press) afin de masquer le joint entre la facette palatine et la face vestibulaire.	58
Figure 32 : Vue intrabuccales finales, après un suivi de 22 mois et radiographie panoramique de contrôle, avant la pose des couronnes sur implant.	59
Figure 33 : Situation pré et post-opératoire.	59
Figure 34 : Illustration schématique des tissus durs et mous autour d'un implant.	61
Figure 35 : Couronne en Vita Enamic collée à un pilier titane (Variobase® C, Straumann)	62
Figure 36 : Situation clinique initiale et étapes chirurgicales du protocole 1T1T.	63
Figure 37 : Piliers Variobase (a,c) et Scanbody Cerec (b,d) nécessaires à la réalisation de l'empreinte optique intraorale.	64
Figure 38 : Fabrication chairside de la couronne avec le logiciel Cerec 4 et l'usineuse Cerec MCXL ; protocole de collage de la couronne usinée au pilier Variobase.	65
Figure 39 : Situations cliniques et radiographies de contrôle, juste après le placement de la couronne (a) ainsi qu'au suivi à 1 an (b) et 2 ans (b) avec les points de contact occlusaux mis en évidence.....	66

Table des tableaux

Tableau 1 : Tableau récapitulatif des principales caractéristiques des différentes générations de PICNs.....	23
Tableau 2 : Principales propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine.....	24
Tableau 3 : Tableau récapitulatif des traitements de surface des principaux biomatériaux utilisés en prothèse.	47

Table des abréviations

- % vol : fraction volumique d'un composant d'un matériau
- % wt : fraction massique, en poids, d'un composant d'un matériau
- Bis-GMA : diméthacrylate glycidique de bisphénol A
- CAD-CAM : « Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing » (= CFAO)
- CBCT : « cone beam computed tomography »
- DF : « dispersed filler » : composite CAD/CAM à charges dispersées
- DVO : dimension verticale d'occlusion
- FG-PICN : PICN expérimental biomimétique
- HP : haute pression
- HT : haute température
- IPC : « interpenetrating phase composites » : céramiques poreuses infiltrées (par de la résine ou du métal)
- MEB : microscope électronique à balayage
- PFM : « porcelain-fused-to-metal »
- PICN : « Polymer-infiltrated Ceramic Network »
- TEGDMA : triéthylène-glycol-dyméthacrylate
- UDMA : uréthane diméthacrylate

Annexes

Classification des composites indirects CAD-CAM selon leur microstructure et leur mode de polymérisation

MICRO STRUCTURE	MODE DE POLYMERISATION	MATERIAU	FABRICANT	MATRICE	CHARGES
CHARGES DISPERSEES (DF)	LIGHT	Paradigm MZ 100 block	3M ESPE	Bis-GMA + TEGDMA	Silica (0.6 µm) + zirconia (0.6 µm) (85wt %)
	HT	Lava Ultimate	3M ESPE	UDMA	Silice (20 nm) + zirconia (4-11 nm) + zirconia-silica clusters (0.6-10 µm) (79 wt%)
		Cerasmart	GC America	UDMA + other DMA	Silica-based glass + silica (20 and 300 nm) (71wt %)
		Shofu block HC	Shofu	UDMA + TEGDMA	Silica-based glass + silica (61 wt %)
		Brilliant Crios	Coltene	Methacrylates monomers	Barium glass (<1 µm) + SiO ₂ (<20nm)
		Grandio blocs	Voco	BisGMA, TEGDMA + Urethane-BisGMA	Barium-alumino-borosilicate + silica
		Gradia block	GC Japan	UDMA + methacrylate copolymer	Silica + Al-silicate glass
		Ambarino High Class	Creamed	Bis-GMA + UDMA + BDMA	Silicate glass filler particles (70 wt %)
		Katana Avencia Block	Kuraray Noritake	UDMA + TEGDMA	SiO ₂ (40nm), Al ₂ O ₃ (20nm) (62 wt %)
PICN	HT-HP	VITA Enamic	VITA Zahnfabrik	UDMA + TEGDMA	Glass-ceramic sintered network (86 wt %/ 75vol %)

Source : Auteur, d'après les données des fabricants, 2018

Vu, le Directeur de thèse

Professeur Amélie MAINJOT

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

Professeur Louis MAMAN

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

Le Doyen Louis MAMAN

Les matériaux CAD-CAM de type PICN (Polymer-infiltrated Ceramic Network) : revue bibliographique de la littérature et applications cliniques

Résumé :

Les composites dentaires représentent aujourd'hui une vaste et complexe famille de matériaux avec une gamme croissante de propriétés et d'indications. Les derniers développements des matériaux composites CAD/CAM sont notamment associés à de nouveaux modes de polymérisation, de nouvelles compositions chimiques, et surtout à des microstructures innovantes. Tous ces changements ont introduit d'importantes disparités entre les différentes classes de composites indirects, en termes de propriétés mécaniques, biologiques, d'adhésion aux colles et de ce fait, du point de vue de leur comportement clinique sur le long terme, en comparaison notamment aux céramiques CAD-CAM. En conséquence, ces récentes et rapides avancées rendent parfois confuses pour les praticiens les caractéristiques spécifiques des différents matériaux disponibles sur le marché, confusion souvent accentuée par les informations incomplètes ou trompeuses fournies par les fabricants. Parmi ces nouveaux matériaux composites CAD/CAM, les PICNs (Polymer-infiltrated Ceramic Network) représentent une nouvelle classe de matériaux puisqu'ils sont composés d'un réseau de vitrocéramique préalablement fritté (75 % vol.) puis infiltré par un mélange de monomères, lesquels sont secondairement polymérisés selon un procédé particulier alliant haute température et haute pression (HT-HP).

L'objectif de ce travail est de passer en revue les propriétés de cette famille innovante de biomatériaux que sont les PICNs et de définir leur apport en comparaison aux autres matériaux prothétiques, particulièrement leur contribution au développement de nouvelles stratégies thérapeutiques.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés Mesh et Rameau :

Biomatériaux -- Thèses et écrits académiques ; Biomécanique -- Thèses et écrits académiques ; Prothèse dentaire implanto-portée -- Dissertations universitaires ; Traitement restaurateur atraumatique dentaire -- Dissertations universitaires

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