

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2022

N° : 4712

THESE POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 29 mars 2022

Par Raphaël DZIKOWSKI

Né le 10 avril 1997 à Dunkerque - France

LES INLAY-CORES : MATÉRIAUX ET TECHNIQUES EN 2022.

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Assesseurs :

Monsieur le Docteur François DESCAMP

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Monsieur le Docteur Samy BENCHIKH

Membre invité : Monsieur le Docteur Salim HAMOUCH

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2022

N° : 4712

THESE POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 29 mars 2022

Par Raphaël DZIKOWSKI

Né le 10 avril 1997 à Dunkerque - France

LES INLAY-CORES : MATÉRIAUX ET TECHNIQUES EN 2022.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Pascal BEHIN
Assesseurs : Monsieur le Docteur François DESCAMP
Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME
Monsieur le Docteur Samy BENCHIKH

Membre invité : Monsieur le Docteur Salim HAMOUCH

Président de l'Université	: Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	: M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	: Pr D. LACROIX
Doyen de la faculté d'Odontologie	: Pr C. DELFOSSE
Responsable des Services	: M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	: G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, OdontologieLégale.
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET Dento-Faciale	Responsable du Département d' Orthopédie
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie RestauratriceEndodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie

T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction- Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Règlementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements

aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université Paris Descartes

Habilitation à Diriger des Recherches - Université de Lille

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires - Paris Descartes

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée - Paris Descartes

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

J'adresse tous mes remerciements à Monsieur BEHIN Pascal, Professeur des Universités, qui m'a fait l'honneur d'accepter d'être le Président de cette thèse. Je vous sais gré également des connaissances que vous m'avez transmises lors de mes années d'études.

Monsieur le Docteur François DESCAMP

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales

Maîtrise Universitaire de Pédagogie des Sciences de la Santé

Diplôme d'Etudes Supérieures Spécialisées Education et Santé

Diplôme d'Etudes Approfondies Sciences de l'Education

Diplôme Universitaire de CFAO Clinique

Lauréat de l'Académie Nationale Chirurgie Dentaire

Je tiens à remercier Monsieur DESCAMP François, Maître de Conférences des Universités, qui m'a encadré tout au long de cette thèse en portant un intérêt particulier à ce sujet.

Je vous suis reconnaissant de la disponibilité et de la bienveillance dont vous avez fait preuve et qui ont concourru à l'élaboration de cette thèse.

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie Cellulaire de l'Université de Lille2

Master II Biologie Santé

Master I des Sciences Biologiques et Médicales

Responsable du Département de Prothèses

Assesseur aux Nouvelles Technologies

J'exprime ma gratitude à Monsieur VANDOMME Jérôme, Maître des Conférences des Universités, qui a accepté spontanément de faire partie de mon jury de thèse.

Merci pour votre bonne humeur, pour votre aide et votre engagement qui m'ont grandement aidé lors de mon cursus.

Monsieur le Docteur Sammy BENCHIKH

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme Universitaire de Prothèse Amovible Complète – Université de Lille

Certificat d'Etudes Supérieures d'Odontologie Chirurgicale – Mention Médecine Buccale –
Université de Lille

*Vous m'avez fait l'honneur d'accepter d'emblée d'être un membre de
mon jury et je vous en remercie.*

Veillez trouver dans ce travail, l'expression de mon profond respect.

Monsieur le Docteur Salim HAMOUC

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

Département Biologie Orale

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master I « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux »

- Université Lille2

Enfin, je tiens à adresser toute ma gratitude au Docteur Salim HAMOUC, Assistant Hospitalo-Universitaire, d'avoir rejoint avec enthousiasme ce jury de thèse.

Veillez trouver, ici, l'assurance de ma profonde reconnaissance.

TABLE DES MATIÈRES

Abréviations	13
I. Introduction	14
II. Les limites des inlay-cores métalliques	15
A. Les limites mécaniques	15
B. Les limites biologiques	17
C. Les limites optiques ou esthétiques.....	21
D. Les limites radiologiques.....	25
III. L'évolution des matériaux	28
A. La zircone	29
B. Polymer infiltrated ceramic network – Enamic® Vita™	35
C. Les résines nano-céramiques – L'exemple du Lava™ Ultimate – 3M	41
D. PolyArylEtherCetone – PEAK.....	47
E. La résine époxy renforcée aux fibres de verre – Numerys GF	52
IV. L'évolution des protocoles d'assemblage.....	59
A. Évolution des protocoles de collage	59
B. Aptitude au collage des différents matériaux.....	66
V. L'évolution des techniques de réalisation : la CFAO	68
A. Les différentes techniques de réalisation	68
B. Avantages et inconvénients de la CFAO.....	77
VI. Conclusion.....	79
Références bibliographiques.....	80
Table des illustrations	87
Tableaux	89

Abréviations

- **4-META** : 4-MethacryloxyEthyl Trimellitate Anhydride
- **10-MDP** : 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate
- **AI** : épaisseur équivalente d'aluminium
- **BisGMA** : Bisphenol-A Glycidyl MethAcrylate
- **BisEMA** : Bisphenol-A Ethoxylated diMethAcrylate
- **CAO** : Conception Assistée par Ordinateur
- **CE** : Conformité européenne
- **CER** : Comité d'évaluation des risques
- **CFAO** : Conception et fabrication assistées par ordinateur
- **CMR** : Cancérigène, mutagène et toxique pour la reproduction humaine
- **CVI-MAR** : Ciment verre-ionomère modifié par adjonction de résine
- **ECHA** : European Chemicals Agency (Agence européenne des produits chimiques)
- **EDTA** : Ethylenediaminetetraacetic Acid
- **FAO** : Fabrication assistée par ordinateur
- **GPa** : Gigapascal
- **HEMA** : Hydroxy Ethyl Methacrylate
- **HGF** : Human Growth Factor (Facteur de croissance humain)
- **HIP** : Hot Isostatic Pressing (Haute pression isostatique)
- **HT-TP** : Haute température et haute pression
- **IRM** : Imagerie par résonance magnétique
- **MPa** : Mégapascal
- **M&R** : Modrançage et rinçage
- **N** : Newton
- **NaOCl** : Sodium hypochlorite
- **PEAK** : PolyArylEtherCétone
- **PEEK** : PolyEtherEtherCétone
- **PEKK** : PolyEtherCétoneCétone
- **PICN** : Polymer Infiltrated Ceramic Network
- **RCR** : Restauration corono-radiculaire
- **RMIPP** : Restauration par matériau inséré en phase plastique
- **RNC** : Résines de nano-céramiques
- **SAM** : Système auto-mordançant
- **TEGMA** : triethylene glycol dimethacrylate
- **TZP** : Tetragonal Zirconia Polycrystal
- **UDMA** : Uréthane Dimethacrylate
- **UE** : Union européenne
- **YSZ** : Ytria-stabilised zirconia
- **YTZP** : Tetragonal zirconia polycrystalline stabilized bu yttria
- **ZrO₂** : Dioxyde de zirconium

I. Introduction

En 1853, Adolphe d'Houdetot écrivait : « Je comprends la nécessité des fausses dents pour manger, mais non pour plaire ». Cette citation montre que même au XIX^e siècle, le souhait esthétique était déjà présent.

Cependant, lorsqu'une dent présente un délabrement important une reconstitution coronoradiculaire (RCR) est alors indiquée.

On peut alors se demander dans quelle mesure la couleur de l'inlay-core affecte l'esthétique de la restauration d'usage alors que des couronnes translucides sont de plus en plus utilisées.

D'après l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire, la RCR est définie comme : « une reconstitution qui intéresse à la fois la portion coronaire et radiculaire de la dent et qui s'adresse à des ancrages radiculaires et/ou dentinaires pour assurer la rétention d'une restauration complexe ».

Aujourd'hui, la demande croissante d'esthétique de la part de la population combinée à une recherche de restauration des propriétés mécaniques et fonctionnelles de la dent de la part des chirurgiens-dentistes poussent les industriels à développer des matériaux de plus en plus mimétiques avec l'organe dentaire.

Lorsque les restaurations par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) ne sont plus indiquées, le clinicien n'a pas d'autre choix que d'utiliser l'inlay-core métallique connu depuis de nombreuses années. Mais celui-ci répond-il vraiment aux exigences fonctionnelles, esthétiques et biologiques actuelles ?

L'avènement des systèmes CFAO a permis le développement et l'usinage de nombreux biomatériaux le plus souvent présentés pour la réalisation d'inlay-onlay, de couronne ou de bridge et non pour la réalisation d'inlay-core.

C'est pourquoi ce travail vise à chercher les études faites sur ces matériaux et leurs possibles indications pour RCR et à les rassembler afin de permettre aux cliniciens de faire un choix juste en fonction de chaque impératif clinique.

En outre, il est admis que le collage accroît la résistance mécanique de la reconstitution et permet la réalisation d'une unité adhésive homogène dent-inlay-core-couronne.

Enfin, l'utilisation du tout numérique pour la conception et la fabrication des inlay-cores se développe aujourd'hui et se voit doté d'avantages considérables en termes de rapidité d'exécution, de précision de travail et de contrôle des impératifs prothétiques.

Ce travail présente alors ces trois points essentiels dans la confection d'inlay-cores à l'heure actuelle précédés des limites de l'inlay-core métallique tel qu'on le connaît.

II. Les limites des inlay-cores métalliques

A. Les limites mécaniques

1. Module d'élasticité et risque de fracture dentaire ou de descellement prothétique

Nous parlons du module d'élasticité (Module de Young), pour définir la rigidité d'un matériau utilisé et sa capacité ou non à une déformation plastique.

Le matériau de choix pour une reconstitution corono-radiculaire devrait avoir un module de Young se rapprochant de celui de la dentine. En effet, il permettrait alors d'avoir une dissipation plus homogène des contraintes sur l'organe dentaire.

Concernant celui de l'inlay-core en alliage non précieux, nous savons qu'il est nettement supérieur à celui de la dentine (de 170 à 220 GPa contre 18 GPa respectivement) [1].

Or, plus le module de Young augmente, moins le matériau se déforme et plus il transmet de contraintes au ciment et à la dentine. Il peut alors en résulter une fracture radiculaire ou un descellement de la pièce prothétique.

En effet, d'après l'étude de Markus Balkenhol sur la survie à 10 ans des inlay-cores en alliage non précieux, la principale cause d'échec serait une perte de rétention (environ 43,3% des échecs des inlay-cores sur 10 ans dont 4,85% de descellement) [2].

Au niveau de la répartition des contraintes, le module d'élasticité élevé des alliages non précieux transmet les contraintes au niveau apical de la dent, résultant une fracture verticale de la racine [3].

Cette fracture pourrait également survenir du fait du descellement apical de l'inlay-core. En effet, le ciment de scellement se dégraderait, menant à un micro-glissement de l'inlay-core. Ce micro-glissement créerait une torsion menant à une fracture verticale.

Nous pouvons alors conclure que le haut module d'élasticité des alliages non précieux, dans le cas de la réalisation d'un inlay-core, l'expose à un risque d'échec dit « catastrophique » ne permettant pas la conservation de la dent.

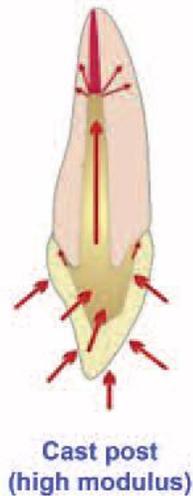


Figure 1 – Répartition des contraintes d'un inlay-core métallique à haut module d'élasticité sur la racine dentaire [4].

2. Risques lors de la dépose

a) Risque parodontal

Plusieurs solutions sont disponibles pour déposer les inlay-cores métalliques. Chacune présentant un risque pour l'organe dentaire ou pour le parodonte.

Lors de l'utilisation des inserts ultrasonores, il existe un risque d'échauffement. Cette augmentation de température peut être transmise par l'intermédiaire de l'inlay-core et de la dentine au parodonte [5].

Des effets biologiques peuvent alors être irréversibles (résorption, ankylose...) menant même parfois à la nécrose des tissus de soutien.

De plus, l'utilisation des inserts ultrasoniques abrasifs pourrait être responsable d'un affaiblissement dentaire et par la suite d'une moindre résistance à la fracture.



Figure 2 - Nécrose parodontale suite à un échauffement dû aux ultra-sons [6].

b) Risque de fracture

Lors de la dépose d'un inlay-core métallique, plusieurs facteurs peuvent provoquer une fracture de l'organe dentaire. En effet, une mauvaise utilisation des systèmes extracteurs (dans le mauvais axe), ou l'application de forces excessives peuvent être nocives [5].

De plus, la faible épaisseur de dentine résiduelle faisant suite à la préparation initiale de l'inlay-core est un facteur de risque. En effet, dans l'étude de Marchi et Coll., la résistance à la fracture dépendrait beaucoup de cette épaisseur réduite de dentine [7].

c) Risque de perforation

La perforation serait la deuxième cause d'échec de dépose des inlay-cores. Une mauvaise utilisation des instruments en serait responsable, comme une pression ou une puissance trop élevées [8].

De plus, l'absence d'utilisation de radiographie ou de système optique en serait responsable également.

B. Les limites biologiques

Les biomatériaux utilisés pour la réalisation d'inlay-cores dits « métalliques » sont constitués le plus souvent par un mélange de plusieurs métaux purs formant un alliage.

On distingue les **alliages nobles** (à base d'or ou de palladium) des **alliages non nobles** (à base de nickel, de chrome ou de cobalt). Cependant, en raison de leur coût élevé, les alliages nobles ont peu à peu été remplacés par les alliages non nobles en chrome-cobalt ou nickel-chrome.

1. L'électro galvanisme

L'électro galvanisme, ou création de micro-courants électriques de basse tension, peut se produire de deux manières [9] :

- Lors de l'association de deux métaux de potentiels électrochimiques différents (bimétallisme) étant mis en relation avec un électrolyte comme la salive ou les fluides extracellulaires.

Il apparaît alors un échange d'électrons de l'anode (métal avec le potentiel électrochimique le plus bas) vers la cathode (métal avec le potentiel électrochimique le plus élevé). S'ensuit une dissolution progressive de l'anode par perte d'ions métalliques.

- Lors de la formation de piles locales entre les phases microstructurelles au sein d'un même alliage. Ce phénomène s'obtient par aération différentielle (surface rugueuse / polie ou espace confiné...). La dégradation de l'alliage se produit alors.

Ces processus sont ensuite accentués par la salive et ses constituants :

- Les bactéries,
- Les gaz dissous,
- Les ions (chlorures, fluorures, sulfures).

La libération d'ions est alors mise en place, pouvant occasionner des allergies ou toxicités, locales ou à distance.

2. Symptômes des phénomènes électriques

Il existe deux types de symptômes causés par ces phénomènes :

- **Les symptômes subjectifs :**
 - Une dysgueusie (goût métallique ou salé),
 - Une sensation de picotement ou de brûlure.
- **Les symptômes objectifs :**
 - Des chocs électriques pulpaire (lors de contact obturation / objet métallique comme une cuillère, par exemple),
 - Une déminéralisation des tissus calcifiés au niveau de l'anode,
 - Une hypersialorrhée (causée par la modification du pH),
 - Une brûlure chimique,
 - Une gingivite (surtout au collet des dents) ou glossite,
 - Des kératoses,
 - Des algies diffuses par réflexe trigéminal,
 - Des possibles manifestations générales.

3. Risque d'allergie ou d'hypersensibilité

Les mécanismes allergéniques causés par les alliages dentaires sont rares et peu expliqués [10].

Ceux-ci dépendraient de plusieurs facteurs :

- La nature, la quantité et la forme des éléments libérés par l'alliage,
- La durée d'exposition de ces éléments aux cellules et tissus.

Les portes d'entrée sont le plus souvent cutanées, muqueuses, digestives ou respiratoires.

Ce sont les ions inactifs qui auraient la plus grande probabilité de se lier avec les biomolécules présentes.

Les sels de chrome et de cobalt pourraient être à l'origine d'une hypersensibilité de type I (immédiate apparaissant entre 6 à 12h et maximale entre 48 à 72h). Ces sels deviendraient allergéniques lorsqu'ils se combinent avec des protéines in vivo comme l'albumine. Cette réaction serait médiée par des IgE dits « métal spécifiques ».

Mais la majorité des réactions sont des hypersensibilités de type IV (ou retardées), pouvant prendre plusieurs mois. Ce sont des réactions locales.

Les hypersensibilités sont non-dose-dépendantes, pouvant être causées par de petites quantités d'ions métalliques. Le plus souvent, nous retrouvons des allergies de contact causées par les prothèses amovibles et plus rarement par les métaux présents dans les prothèses fixées.

C'est le cobalt qui serait le plus allergène, alors que le chrome ne serait pas sensibilisant par lui-même. Pour le nickel, il n'y a pas de consensus sur le sujet [10].

4. Toxicité et législation européenne [11] [12].

A compter du 1^{er} octobre 2021, le Cobalt est classé comme cancérigène, mutagène et toxique pour la reproduction par le comité d'évaluation des risques (CER) de l'Agence européenne des produits chimiques (ECHA).

En effet, il se classe :

- C1B : substances dont le potentiel cancérigène pour l'être humain est supposé,
- M2 : substances préoccupantes dont le potentiel d'induction de mutations héréditaires dans les cellules germinales des êtres humains est supposé,
- R1B : substances présumées toxiques pour la reproduction humaine.

En 2017, le comité d'évaluation des risques (CER) de l'Agence européenne des produits chimiques (ECHA) a émis un avis concernant la classification et l'étiquetage du cobalt.

Une mise en place progressive du règlement (UE) 2017/745, entré en vigueur le 26 mai 2017, est adoptée. Après une période de transition de 3 ans, repoussée en raison de la pandémie de covid, il s'applique à partir du 26 mai 2021, le règlement (UE) 2020/217 modifiant alors le précédent.

Ce ne sera qu'à partir de 2025, que ce règlement concernera l'entièreté des dispositifs médicaux contenant du cobalt, après expiration des certificats CE obtenus avant et après mai 2017.

Les dispositifs médicaux contenant une concentration supérieure à 0,1% en fraction massique (m/m) de cobalt doivent alors répondre aux exigences du règlement 2017/745 à compter du 1^{er} octobre 2021 [12], qui sont :

- ✓ Apporter la justification de l'utilisation du cobalt (autre matériau ne pouvant le remplacer).
- ✓ Etiqueter spécifiquement le dispositif médical mentionnant la présence de cobalt.
- ✓ Procurer une notice expliquant les risques résiduels.

Le cobalt n'est donc pas interdit de façon formelle, sauf s'il est ultérieurement classé comme substance extrêmement préoccupante.

En conclusion, afin de pouvoir utiliser ce genre de métaux, il faudra pouvoir justifier qu'aucune autre alternative n'est possible et étiqueter précisément les dispositifs médicaux. C'est cette justification qui pourrait accorder le marquage CE. Une autre solution serait alors de repasser par les alliages en nickel-chrome car le nickel est classé CMR 2B.

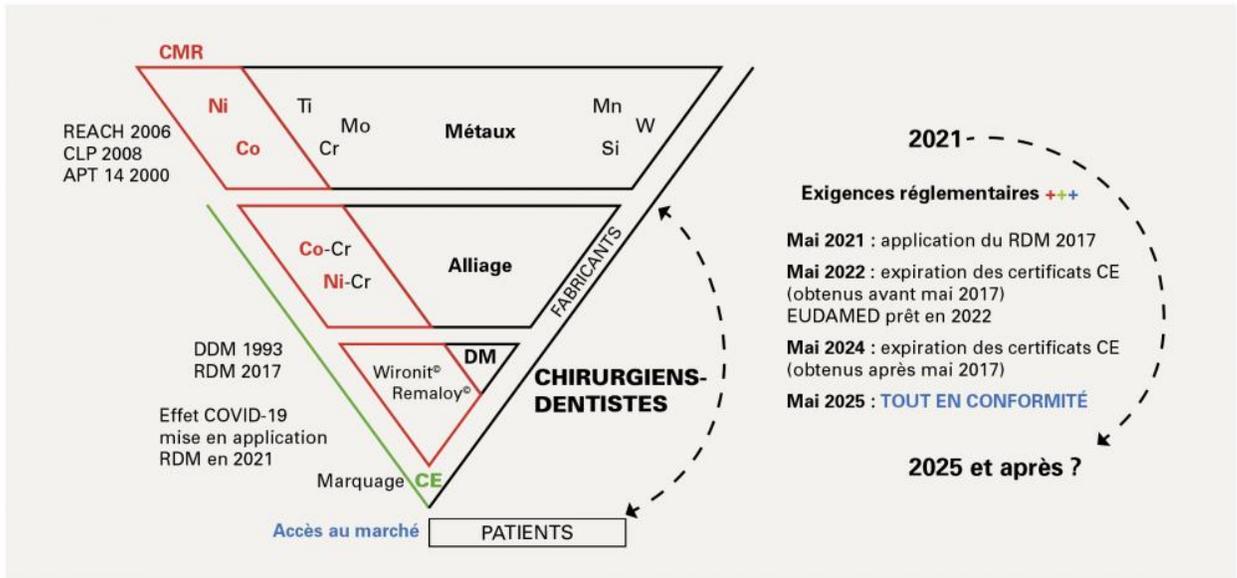


Figure 3 - Législation européenne sur les produits chimiques utilisés en odontologie [11].

C. Les limites optiques ou esthétiques

1. Coloration de la racine et effet d'ombre cervicale

Les reconstitutions à demande esthétique en secteur antérieur ont toujours été un défi pour les praticiens. Ce défi est décuplé lorsque la dent se voit touchée d'un délabrement important. Il est alors nécessaire de mettre en place une reconstitution corono-radiculaire afin d'apporter la rétention nécessaire à la future couronne.

Les dents reconstituées par des tenons ou inlay-cores métalliques peuvent colorer la racine sur le long terme par infiltration d'ions métalliques au sein de la racine, entraînant le phénomène de corrosion [9]. Le processus est le même que celui intervenant dans la corrosion et la fracture dentaire vu précédemment.



Figure 4 - Dentine apparaissant corrodée et colorée par infiltration d'ions métallique [9].

Ce mécanisme est assez désavantageux lors de présence d'un parodonte fin. Il va assurément engendrer ou contribuer à assombrir la zone cervicale [13]. Cet « effet d'ombre cervicale » se caractérise par un fin liseré grisâtre à la jonction gencive-reconstitution et peut amener à une gêne esthétique poussée pour les patients.

Il est admis également que le métal contenu dans les reconstitutions est un facteur de tatouage gingival. La diffusion des ions métalliques ne se fait plus de la prothèse vers la dent mais de la prothèse vers la gencive [9].



Figure 5 - Tatouage gingival provoqué par la couronne sur la dent n°36 [9].

2. Diffusion de la lumière dans les reconstitutions par couronne « tout-céramique »

Les alliages métalliques, du fait de leur forte opacité, sont à éviter lorsque c'est possible, lors de pose de couronne céramique semi-translucide.

La dent est constituée de plusieurs tissus qui ont leur propre indice de réflexion, de réfraction et d'absorption. La couleur de la dent est alors déterminée par les effets de la lumière incidente [14].

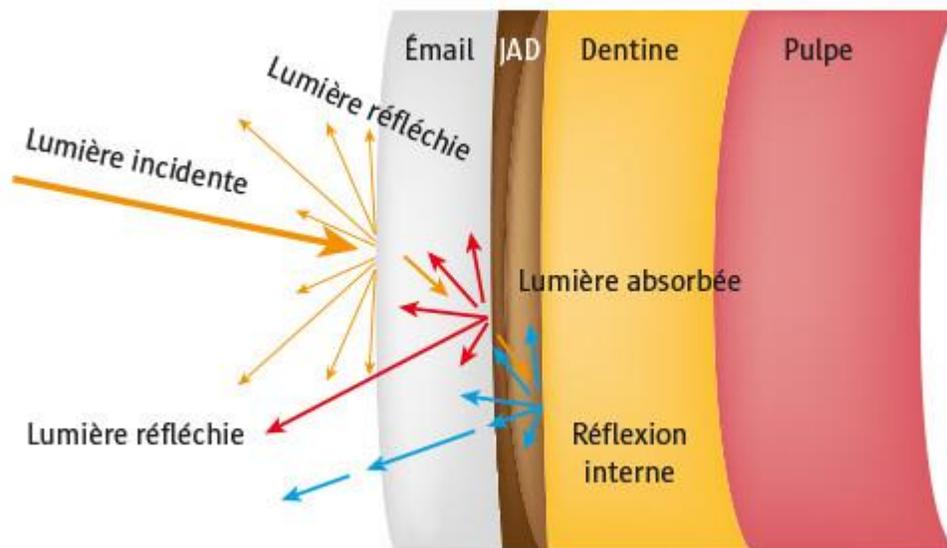


Figure 6 - comportement de la lumière incidente sur la dent [15]

La dent apparaît plus translucide là où l'émail est le plus dominant. La lumière en est réfractée linéairement près des marges. Cependant, là où l'absorption et la réflexion prédominent (zone centrale), l'opacité s'en trouve augmentée.

La céramique (notamment la vitrocéramique) est le seul matériau pouvant retranscrire de manière fidèle cet effet car elle a un comportement optique similaire à celui de la dent.

Carossa et coll. ont étudié l'influence du matériau d'un inlay-core sur la transmission lumineuse [16]. Dans cette étude, trois matériaux ont été utilisés :

- L'or (poli et mat) ;
- Le disilicate de lithium ;
- Un alliage de palladium céramisé.

NB : comme la couronne Impress-2 in Ceram était la plus lumineuse, c'est celle que nous retiendrons pour l'exemple. Ici, l'épaisseur de matériau pour la couronne était de 1,5 à 1,8 mm.

Ils ont ensuite procédé à des mesures spectrophotométriques sur 4 points de la dent (cervical, médian, proximal et incisal) et à des observations cliniques (par des universitaires et des étudiants).

Il n'y a pas eu de différences significatives pour les observations cliniques. Mais qu'en serait-il avec des épaisseurs de couronnes diminuées ?

Cependant, les données spectrales ont permis de déceler certaines différences. La dent était considérée comme la source de lumière en terme de luminance. La luminance des couronnes Impress-2 in Ceram sur inlay-core céramique était significativement plus élevée que les inlay-cores en or poli ou en palladium, celui en or mat étant le moins lumineux.

La luminance était influencée par la zone, en effet, la zone cervico-médiane était moins lumineuse que la zone incisivo-proximale.

Cette étude prouve que le matériau a un impact sur le mimétisme que nous cherchons à avoir avec la dent naturelle dans le cas de restaurations esthétiques. De plus, elle nous montre que les alliages métalliques céramisés sur leur bord vestibulaire ne rendent pas l'aspect de la dent plus naturel.

Pour Michalakis et coll [17], le mimétisme entre une dent naturelle et une couronne en vitrocéramique dépend de 3 facteurs :

- La composition de la céramique.
- Le matériau de scellement.
- La nature du pilier.

Le problème principal des inlay-cores métalliques est un manque de réfraction de la lumière à travers la partie coronaire mais également à travers la racine et les tissus parodontaux de la dent.

Afin de se rapprocher de la dent naturelle, les auteurs proposent d'utiliser des matériaux se rapprochant des qualités optiques de celle-ci (indice de réfraction similaire).

Pour se faire, dans l'étude de Michalisakis et coll [17], ils se proposent de comparer plusieurs matériaux afin de réhabiliter une incisive centrale sur un patient mécontent de l'esthétique de son ancienne couronne.

Ils ont alors choisi 4 systèmes de restauration pour inlay-core :

- Métal coulé recouvert de porcelaine opaque.
- Polyester avec fibres de zirconium (65%) et faux moignon en composite.
- Céramique Celay-VITA (Mikrona) monobloc.
- Zirconium avec faux moignon en céramique pressée.

Chaque système a été revêtu d'une couronne full céramique (IPS Impress). Ils ont ensuite pris des photographies des dents illuminées d'un dispositif de fibre optique à 25 000 lux (placé sur le cingulum des couronnes).

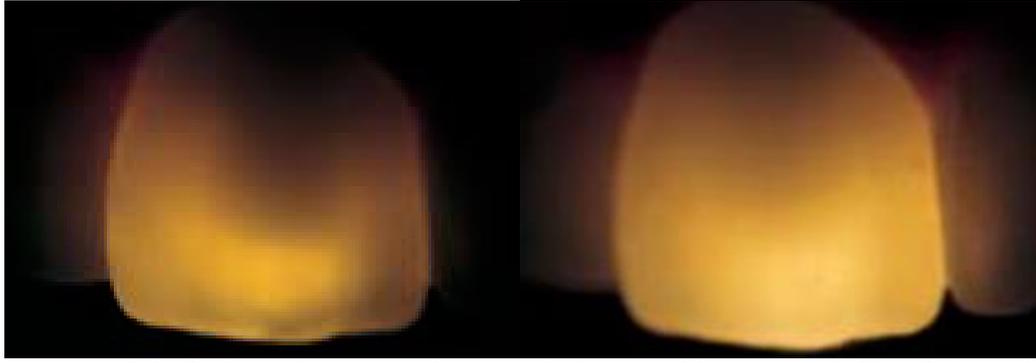


Figure 7 - Transmission lumineuse à travers une dent reconstituée avec un inlay-core en métal (gauche) et en zircone (droite) et une couronne céramique [17].

Les résultats sont les suivants :

→ L'inlay-core en métal ne permettait pas la transmission lumineuse.

→ Les inlay-cores en zircone avec faux moignon en céramique et celui en polyester avec fibres de zirconium (65%) et faux moignon en composite présentaient les meilleures propriétés optiques.

En conclusion, les inlay-cores en métal ou en métal recouvert de céramique ne permettent pas une bonne transmission de la lumière dans le cas de restauration hautement esthétique avec couronne toute céramique translucide.

D. Les limites radiologiques

1. Effet de Mach

Les bandes de Mach (ou effet de Mach) sont un effet de la loi du contraste simultanée des couleurs. Le principe est, qu'à la jonction entre deux surfaces de clarté différente, on perçoit deux étroites bandes, augmentant la différence entre les deux teintes. Si ces deux bandes sont observées indépendamment sur un fond neutre, on s'aperçoit que ces bandes n'existent pas.

Suivant cet effet de Mach, les éléments prothétiques présentant une radio-opacité excessive sont responsables d'une incapacité du chirurgien-dentiste à visualiser correctement les défauts marginaux.

Il s'agit alors d'une illusion visuelle renforçant le contraste entre les limites dentaires et prothétiques qui possèdent une radio-opacité différente, rendant cette zone de bordure

sombre plus foncée. Ceci peut alors être interprété comme une pathologie à tort dans certains cas [18].

Dans une étude de 2011, Pekkan et Coll ont comparé la radio-opacité de 13 céramiques dentaires différentes, du Titane, du Nickel-Chrome, de l'or et de tissus dentaires humains ou bovins.

Les résultats ont montré que l'alliage métallique avait des valeurs de radio-opacité nettement supérieures à toutes les céramiques mais aussi surtout supérieures aux tissus dentaires (presque 17 fois supérieures en AI (épaisseur équivalente d'aluminium)) [19].

Selon l'Organisation internationale de normalisation (ISO), la radio-opacité des matériaux dentaires est exprimée en valeur de densité optique ou en termes d'épaisseur équivalente d'aluminium (AI) (en millimètres) en utilisant une courbe d'étalonnage de référence dans des conditions radiographiques contrôlées.



Figure 8- radiographie d'un inlay-core métallique sur une prémolaire [6].

2. Cone beam et scanner

Le phénomène de durcissement des rayons explique des artefacts connus lors de la lecture d'un cone-beam. En effet, les rayons de plus basse énergie, sortant du tube radiogène, sont atténués lorsqu'ils entrent en contact avec les objets de forte densité. Il en résulte des stries noires, des plages de perturbations hypodenses centrées sur la structure métallique [20].

Il devient alors difficile de diagnostiquer la présence d'une fracture ou fêlure radiculaire ou alors de canaux latéraux ou accessoires.

Au scanner, les inlay-cores peuvent entraîner une barre noire, rendant impossible la lecture de la crête osseuse et du procès alvéolaire. Ce qui est atténué, voire absent pour le cone-beam [21].

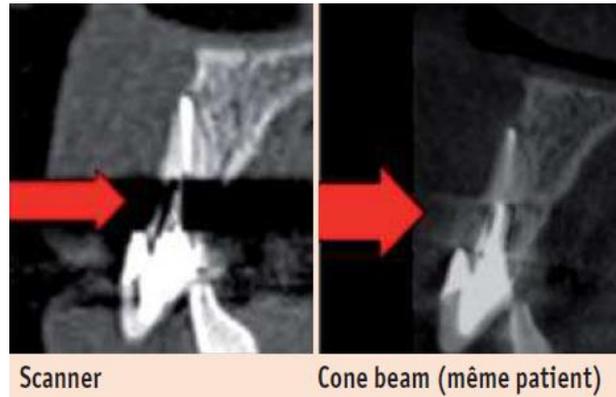


Figure 9 - Artéfact au scanner (crête alvéolaire perdue) et au cone beam (très atténué) [21].

3. IRM

L'imagerie par résonance magnétique est un examen de choix pour la visualisation des tissus mous notamment dans la région buccale et maxillo-faciale.

L'IRM est basée sur la dépendance de fréquence de résonance d'un noyau hydrogène à l'intensité du champ magnétique auquel le noyau est exposé.

Les artéfacts dus à des objets métalliques s'expliquent par une distorsion du champ magnétique entraînant une distorsion spatiale de l'image. En d'autres termes, la fréquence de résonance est déplacée par la distorsion du champ magnétique sur un point donné [22].

D'après une expérience de Fang et al., les inlay-cores en alliage de chrome cobalt seraient générateurs d'artefacts lors d'examen d'imagerie par IRM [23], à l'inverse, l'or, le paladium, le titane pur ne généreraient aucun artéfact.

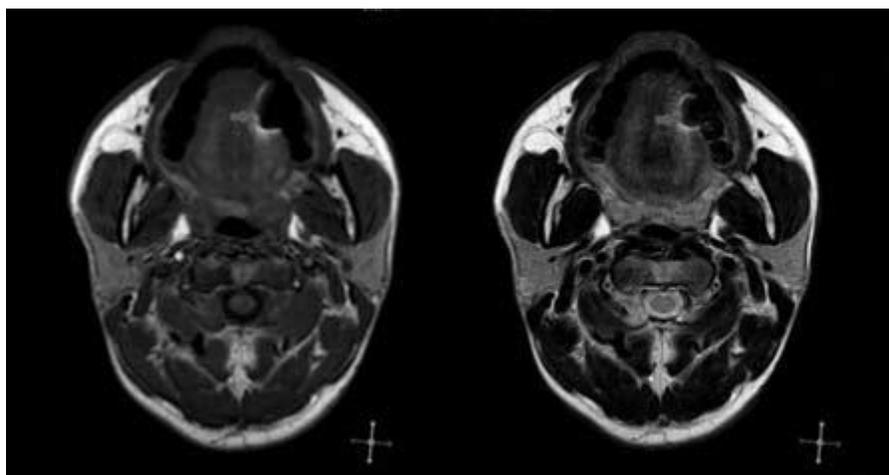


Figure 10 - Inlay-core en chrome-cobalt sur une IRM [23].

III. L'évolution des matériaux

Depuis peu, la technologie CFAO a vu le jour et celle-ci permet l'usinage d'une large gamme de biomatériaux tels que les vitrocéramiques, la zircone, les métaux et depuis peu, les céramiques infiltrées de polymères ainsi que les matériaux à base de fibres de verre et plus précisément la résine époxy renforcée à la fibre de verre [24].

Cette technique de CFAO va permettre au clinicien de choisir le meilleur matériau adapté au cas clinique qu'il rencontre.

Ainsi, la dent reconstituée doit se rapprocher le plus possible de la dent saine en ayant certaines caractéristiques bien précises, à savoir :

- **Module d'élasticité** moyen mais se rapprochant de celui de la dentine.

En effet, la littérature ne trouve pas de consensus sur ce sujet.

Si le module d'élasticité est trop faible, la flexion du tenon risque de dépasser l'élasticité de la dentine et de la soumettre à un risque de fissures ou de fractures.

Si celui-ci est trop élevé, les contraintes seront principalement concentrées à l'extrémité du tenon et seront transmises au tissu de soutien où le risque de fracture sera majoré.

- **Résistance à la flexion** élevée.
- **Résistance à la compression** élevée.
- **Qualités optiques optimales** pour recevoir des couronnes translucides.
- **Biocompatibilité** maximale.
- **Radio-opacité** moyenne pour différencier l'inlay-core des tissus dentaires sans causer d'artéfacts.
- **Capacité à être usiné** afin d'être utilisé dans la chaîne de CFAO.

En raison de leur proportion élevée de phase vitreuse, la céramique feldspathique et la vitrocéramique ne seront pas étudiées dans cette partie. En effet, elles présentent un risque élevé de propagation de fissure sous charge cyclique et sous contrainte en traction au sein de leur structure, ne convenant pas à la réalisation d'inlay-cores [24].

A. La zircone

Bien que connue depuis l'antiquité, la zircone a été utilisée pour la première fois dans le domaine médical en 1969. Elle a rapidement fait son entrée dans le domaine odontologique afin de pallier les limites de certains alliages.

La zircone ou oxyde de zirconium se présente en 3 phases suivant l'évolution de la température :

- Zircone pure ou phase monoclinique (stable de la température ambiante à 1170°)
- Phase tétragonale (stable de 1170° à 2370°)
- Phase cubique (stable à plus de 2370°)

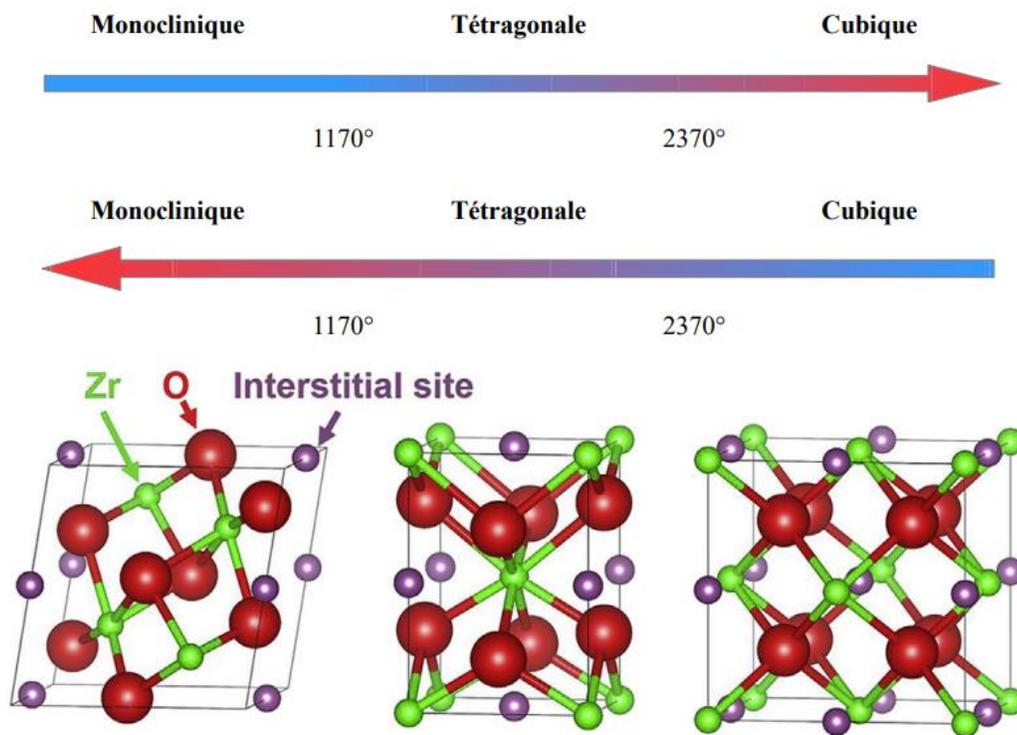


Figure 11 - Formule chimique des trois phases de la zircone suivant l'évolution de la température [25].

Cependant, lors des phases de refroidissement, la transformation de phase T-M est accompagnée d'une expansion volumique entraînant des contraintes, elles-mêmes responsables de fractures après apparition de fissures.

Les chercheurs ont donc essayé de stabiliser l'oxyde de zirconium (ZrO_2) à l'aide de divers oxydes dits « stabilisants ». C'est l'oxyde d'yttrium qui a finalement été adjoint afin de stabiliser la zircone en phase tétragonale ou en phase cubique.

La céramique de zircone partiellement stabilisée (YTZP – Tetragonal zirconia polycrystalline stabilized by yttria) est alors créée [26].

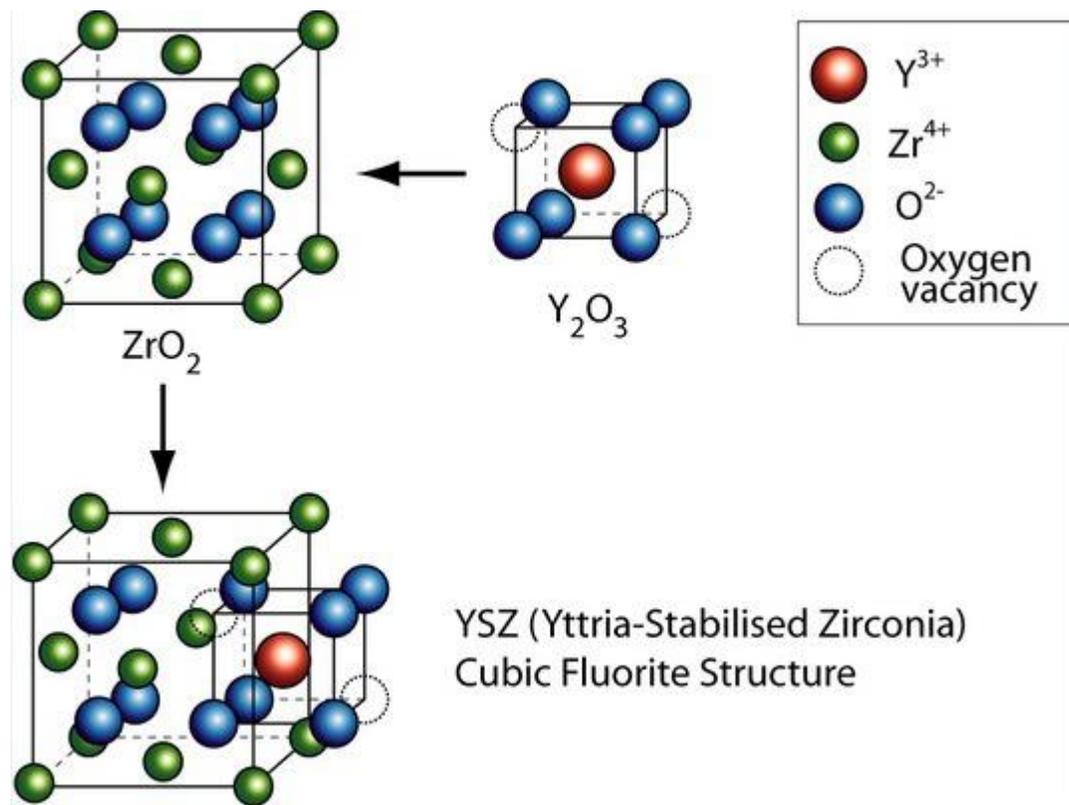


Figure 12 - Zirconne stabilisée à l'oxyde d'yttrium [27].

1. Les propriétés physiques

D'après Mahiat et Al., la zirconne possède un module d'élasticité de 220 GPa, elle tolère donc beaucoup plus de déformation que l'alumine. La zirconne peut alors absorber une partie des contraintes et se déforme légèrement avant la fracture. Son module d'élasticité est nettement supérieur à celui de la dentine et des autres céramiques utilisées [28].

En ce qui concerne la résistance à la compression ainsi qu'à la flexion, celle de la zirconne est nettement supérieure à celle de l'émail, de la dentine et des autres céramiques, comparable à celle du titane et de l'or coulé.

Tableau 1 - Résumé des différentes caractéristiques mécaniques de la zirconne.

Module d'élasticité	220	GPa
Résistance à la compression	800 - 1200	MPa
Résistance à la flexion	900 - 1200	MPa
Résistance à la rupture	8 à 10	Mpa√m

Toutes les études faites sur le sujet des inlay-cores en zircone s'accordent sur le fait que ce matériau possède une résistance à la fracture élevée. En effet, ses propriétés mécaniques lui permettent de ne pas se rompre sous une charge cyclique.

Dans une revue de littérature de 2020 [29], Godvaišas et Al. ont conclu que les dents restaurées à l'aide d'inlay-cores en zircone ont tendance à voir leur résistance à la fracture inférieure à celle du métal coulé.

Cependant, lorsqu'une virole suffisante et une épaisseur de dentine radiculaire importante sont présentes, ils affirment que les inlay-cores en zircone pourraient être une alternative esthétique des inlay-cores métalliques.

Toutefois, Alkhatri et Al, dans une étude de la même année, déclarent que plus le module d'élasticité augmente, ce qui est le cas pour la zircone, plus l'extension d'une fissure se fait en direction apicale, baissant le pronostic final de la dent [30].

La différence était significative entre les groupes de module de Young élevé (métal et zircone) et le groupe à module de Young plus proche de la dentine (PICN).

Du fait d'une plus grande proportion de défaillances dites catastrophiques combinées à une grande difficulté voire une impossibilité de déposer des inlay-cores en zircone en vue d'un retraitement [31], ce matériau est à proscrire dans la réalisation d'inlay-core comme alternative esthétique aux alliages métalliques.

2. Les propriétés optiques

D'un point de vue optique, la YSZ pourrait convenir aux cas d'inlay-cores en zones esthétiques en raison de son indice de réfraction élevé, de son faible coefficient d'absorption et de sa grande opacité dans le spectre visible et infrarouge [32].

De plus, la zircone a la particularité de pouvoir être stratifiée ou pressée par de la céramique plus esthétique, lui conférant une armature personnalisée aux propriétés semblables à celle de la dentine. En outre, ces procédés n'ont pas d'influence sur les propriétés mécaniques de la zircone.

Dans l'étude de Michalakis et coll [17], vue précédemment, les tenons en zircone pressée par de la céramique possédaient les meilleurs résultats en termes de transmission lumineuse par fibre optique. En effet, la majorité de la lumière était diffusée ou transmise directement à travers l'inlay-core et la couronne toute céramique.

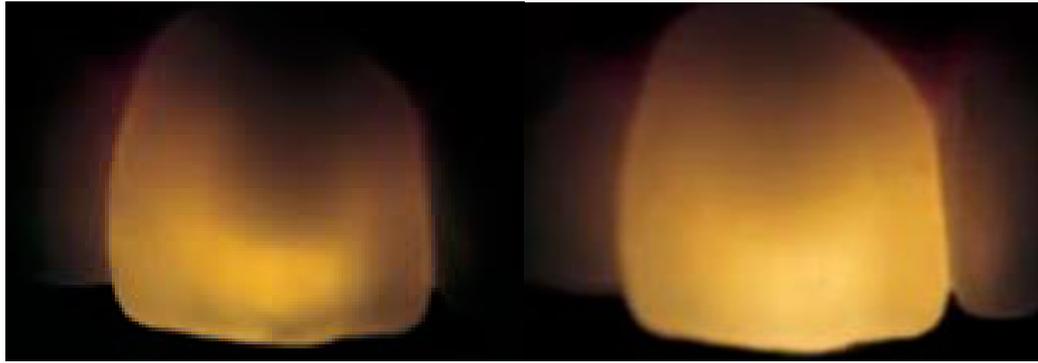


Figure 7 : Transmission lumineuse à travers une dent reconstituée avec un inlay-core en métal (gauche) et en zircone (droite) et une couronne céramique [17].

Notons que la zircone a connu un développement exponentiel ces dernières années tant sur le plan mécanique que sur le plan esthétique.

En effet, de nouvelles générations plus translucides ont vu le jour en augmentant le pourcentage d'oxyde d'yttrium de 4 jusqu'à 6% (4Y-TZP, 5Y-TZP, 6Y-TZP). Ces nouvelles générations ont comme inconvénient une baisse des propriétés mécaniques de la zircone.

Aujourd'hui, des versions aux propriétés mécaniques élevées et à haut degré de translucidité sont apparues permettant une esthétique surprenante. Certains fabricants ont développé des disques teintés pré-stratifiés pour CFAO comportant pas moins de 6 couches de la teinte émail à la teinte dentine. Ils sont appelés les *multilayers*.



Figure 13- Représentation schématique de la masse multicouche 3Y-TZP [33].

3. Les propriétés biologiques

La zircone possède de nombreuses applications cliniques et de nombreux avantages mais c'est avant tout sa biocompatibilité qui lui a valu sa grande popularité [34].

La zircone a été classée bio-céramique **inerte** (norme ISO 10993). C'est grâce à son utilisation dans le domaine de l'orthopédie que sa biocompatibilité a été documentée.

Dans cette norme, la radioactivité des céramiques ne doit pas dépasser 1,00 Bq/g d'uranium 238. C'est le cas de la zircone car les poudres ne dépassent pas 0.001 à 0.007 Bq/g.

Elle est relativement résistante aux attaques chimiques car sa solubilité en milieu acide est inférieure à $20\mu\text{g}/\text{cm}^2$ (norme ISO 6872).

4. Les propriétés radiologiques

En raison d'un numéro atomique élevé, la zircone possède une radio-opacité élevée [35]. Celle-ci peut être comparée à celle des alliages métalliques, nettement supérieure à celle de la dentine. Le clinicien peut alors nettement juger l'adaptation de sa pièce prothétique, les excès de ciment ou de la dégradation du système.

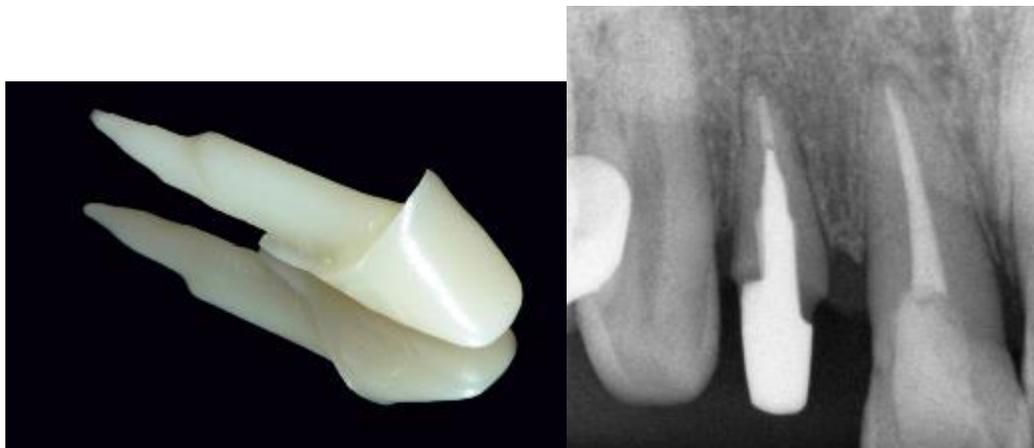


Figure 14 – Inlay-core en zircone et la radiographie post-opératoire [36].

Dans l'étude de Fang et Al., qui jugeait les artefacts produits par les inlay-cores lors d'IRM faciaux, la zircone n'affectait pas celle-ci au même titre que la fibre de verre [23].

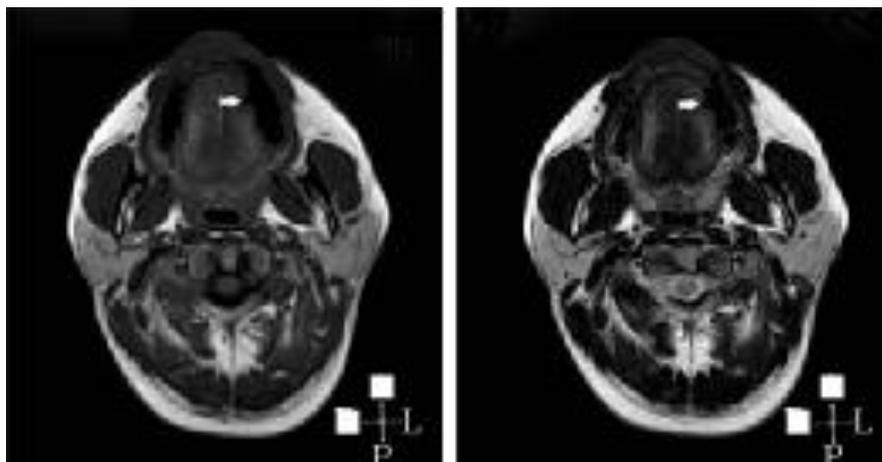


Figure 15 – Absence d'interférence lors d'IRM facial pour un inlay-core en zircone [23].

5. Les propriétés d'usinages

La zircone est mise en forme totalement par usinage. Elle peut l'être de 2 manières [37] :

- **Usinage avant frittage** (zircone pré-frittée) : permet un usinage rapide, plus tendre pour les machines-outils. Cependant, il faut réussir à surdimensionner la pièce prothétique dans les logiciels de CAO car, lors du frittage, celle-ci subit un retrait et des déformations de l'ordre de 22%.
- **Usinage après frittage** (totalement frittée sous haute pression isostatique = HIP) : comprend un coût de production élevé. Il n'y a plus de gestion du retrait mais use beaucoup les machines et prend généralement plus de temps que la méthode précédente.

En ce qui concerne la précision d'usinage, le Dr Boitelle P et coll. [38] ont conclu que l'adaptation des marges des chapes en zircone produites par CFAO se trouvait toujours en deçà de la limite recommandée de 120 μ m. Ils étaient alors en accord avec les données de littérature trouvées variant de 10 à 110 μ m en moyenne.

Cependant, une donnée intéressante a également été étudiée dans cette étude : la différence entre la taille des hiatus mesurée et la taille des hiatus paramétrée dans le logiciel de CAO. Ici, la valeur des hiatus mesurée était systématiquement supérieure au double de la valeur paramétrée en moyenne.

- **Module d'élasticité** : Trop élevé.
- **Résistance à la flexion** : Elevée.
- **Résistance à la compression** : Elevée.
- **Propriétés optiques** : Bonnes.
- **Biocompatibilité** : Bonne.
- **Radio-opacité** : Trop élevée.
- **Capacité à être usinée** : Bonne.

En raison de son haut module d'élasticité et de sa difficulté à être déposée, la zircone n'est pas une alternative fiable dans le cas de réalisation d'inlay-core.

B. Polymer infiltrated ceramic network – Enamic® Vita™

Enamic® a été développé et mis sur le marché par la société allemande Vita Zahnfabrik en 2012. Il s'agit ici de remplacer le verre par de la résine afin d'infiltrer les structures poreuses d'In Ceram® Vita™ [39].

Ce nouveau genre de matériau appelé PICN ou « polymer infiltrated ceramic network material » se compose d'une structure de céramique frittée à hauteur de 86% ainsi qu'une infiltration de polymère à hauteur de 14%. Cette combinaison de céramique et de composite a permis de perfectionner les propriétés des deux matériaux en les combinant en un seul [40].

En ce qui concerne la composition de la céramique, nous retrouvons une structure fine de céramique feldspathique. Un mélange de polymère méthacrylate (UDMA) et TEGMA constitue quant à lui le réseau de polymère. La polymérisation sous haute température et sous haute pression permet d'accroître ses propriétés mécaniques.

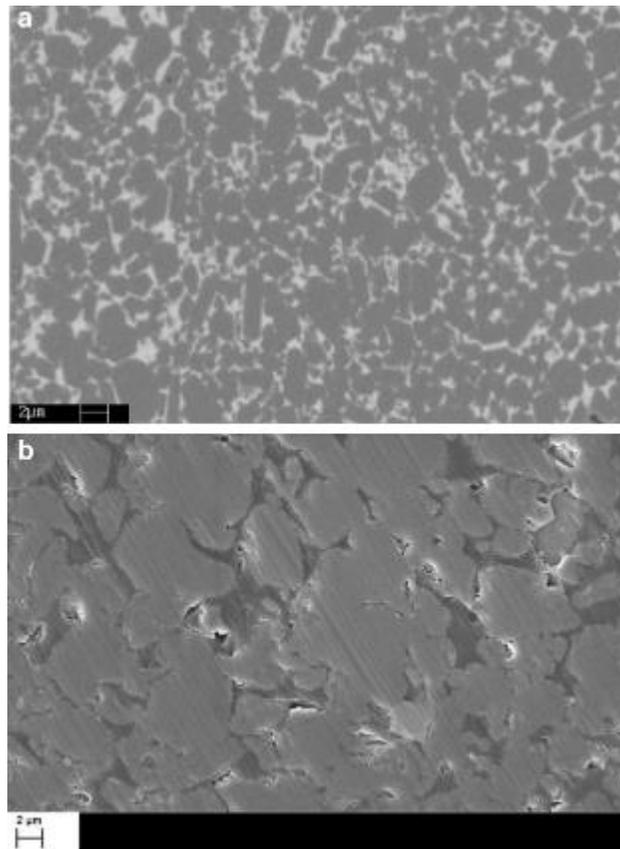


Figure 16 : Différence de composition entre l'In Ceram (a) et l'Enamic (b) [39].

Les indications recommandées par le fabricant (disponibles sur le mode d'emploi) sont :

- Les restaurations avec épaisseur de parois réduite,
- Les couronnes postérieures avec un espace disponible réduit,
- La réparation de petits défauts (obturations cervicales indirectes, inlay),
- Les reconstitutions non ou minimalement invasives des surfaces occlusales (*table top*),

- Les structures de recouvrement monolithiques pour bridge hybride numérique.

Les contre-indications sont :

- Bridge.
- Restauration de dents terminales.
- Parafonctions (bruxisme).

Ils indiquent, cependant, que toutes les reconstitutions sur dents unitaires peuvent être entreprises.

1. Les propriétés physiques

Afin de parfaire les restaurations de dents délabrées, les propriétés se doivent de se rapprocher de celles de la dentine. Le but étant d'éviter les défaillances de la céramique (fragilité, abrasion des dents opposées...) et du composite (usure, perte de polissage, instabilité optique...) en les réunissant [41].

Dans une étude in vitro de Awada et Coll. publiée en 2015 [41], les propriétés mécaniques d'Enamic ont été déterminées. Ils ont utilisé le test de flexion en 3 points qui nous permet de connaître le module d'élasticité et la résistance à la flexion.

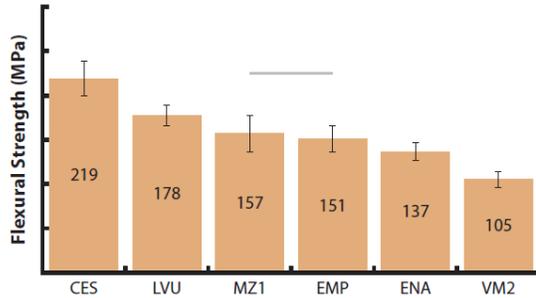


Figure 1. Bar graph illustrating mean flexural strength (MPa) of tested materials. Horizontal lines above bars denote groups of means that are statistically similar.

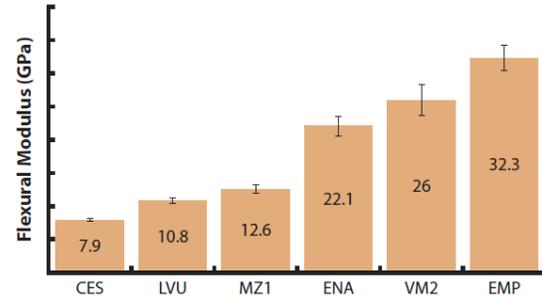


Figure 2. Bar graph illustrating mean flexural modulus (GPa) of tested materials.

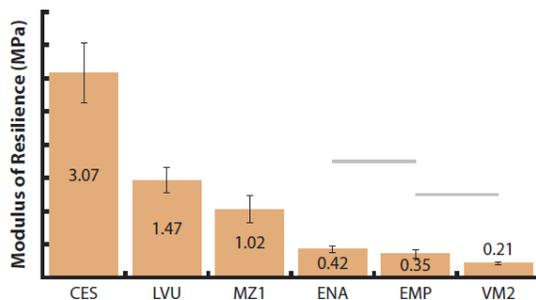


Figure 3. Bar graph illustrating mean modulus of resilience (MPa) of tested materials. Horizontal lines above bars denote groups of means that are statistically similar.

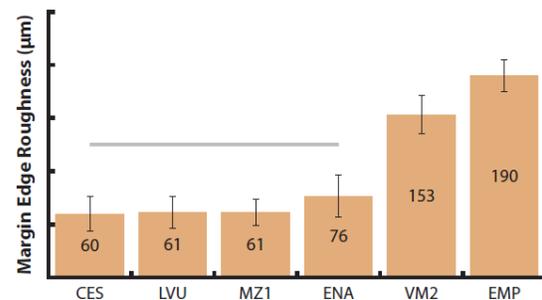


Figure 4. Bar graph illustrating mean margin edge roughness (µm) of tested materials. Horizontal lines above bars denote groups of means that are statistically similar.

Figure 17 - Résistance à la flexion, module d'élasticité, module de résilience et rugosité des bords de la marge de différents matériaux de résine-céramiques [41].

Les résultats ont été les suivants :

- Résistance à la flexion : 137 MPa,
- Module d'élasticité : 22,1 GPa.

Comparé au module d'élasticité du métal ou de la zircone, on se rapproche ici nettement de celui de la dentine.

Les données du fabricant (disponibles sur le mode d'emploi) étant de :

Tableau 2 - Résumé des caractéristiques mécaniques d'Enamic® Vita™.

Module d'élasticité	30	GPa
Résistance à la flexion	150 – 160	MPa
Module de Weibull	20	-
Dureté	2,5	GPa
Résistance à la rupture	1,5	Mpa√m

Plusieurs études ont analysé le comportement de ce matériau après usinage d'inlay-core :

Falcao Spina et Coll. (2017) ont évalué la résistance à la fracture après une simulation de fatigue de différents inlay-cores usinés notamment avec Enamic® Vita™ [42]. Ils ont mené une étude in vitro sur 90 dents prémolaires monoradiculées sectionnées à 1 mm de la jonction émail-cément et reconstituées par des inlay-cores fabriqués par CFAO. Les inlay-cores ont été par la suite collés grâce à une colle auto-adhésive (Rely X Unicem 2b).

Dans cette étude, le système montre une bonne résistance à la fracture avec une moyenne de 414,5 N. Le type de rupture le plus fréquent était non catastrophique dans 90% des cas. Ils ont conclu en une bonne performance du matériau lors des essais car les valeurs retenues étaient supérieures à celles qu'exercent les dents naturelles.

L'intérêt de ce matériau réside dans sa constitution. Avec 25% de réseau polymérique, la propagation de la fissure se transmet peu à la racine et évite ainsi la fracture radiculaire.

Alkhatri et Al. ont également déterminé la résistance à la fracture de ce matériau sur 30 incisives centrales [43]. Ici, les inlay-cores ont été conçus en métal, en zircone et en PICN afin de comparer les valeurs de résistance à la fracture.

Les chercheurs n'ont pas trouvé de différences significatives dans les valeurs entre ces 3 matériaux cependant il y avait une proportion différente de fracture défavorable. Le PICN a enregistré moins de fractures radiculaires que le métal et la zircone. En effet, plus la dureté du matériau est élevée, plus le matériau résiste et transmet la contrainte aux composantes moins dures qui cèdent.

Ils en ont déduit que le PICN est un matériau de choix en option du métal dans la réalisation d'inlay-cores. Comme le module d'élasticité se rapproche de celui de la dentine, la restauration conduit à une unité mécaniquement homogène avec la dent et amène à un mécanisme de protection de celle-ci.



Figure 18 - : représentation des modes de rupture avec le PICN [43].

A gauche une fracture radiculaire favorable et à droite, une fracture du tenon en PICN.

Dans une seconde étude, Alkhatri et Al ont mesuré l'extension apicale d'une fracture lorsque la dent est reconstituée par inlay-core avec différents matériaux [30]. 40 incisives centrales ont été utilisées. Les matériaux étaient aussi du métal, de la zircone et du PICN (Enamic® Vita™).



Figure 19 : Inlay-core en PICN à gauche et en métal à droite [43].

Dans cette étude, le groupe PICN a enregistré les plus faibles valeurs de résistance à la fracture cependant il représentait une plus faible extension apicale de la fracture radiculaire que les groupes métal et zircone.

Ces trois études ont démontré que le PICN était une alternative appropriée dans la réalisation d'inlay-cores en secteurs esthétiques. De plus, la présence d'une ferrule de 2 mm ainsi que la réalisation d'une couronne conduisent à une résistance accrue du système.

2. Les propriétés optiques

Un des attributs essentiels de la qualité optique des dents restaurées par inlay-core est la transmission de la lumière du matériau. Celle-ci est influencée par la différence d'indice de réfraction entre le polymère et la céramique. Le PICN se révèle être moins translucide que les RNC « resin nano-ceramics » [44]. Cette différence pourrait être expliquée par le haut taux de d'oxyde d'aluminium dans sa composition.

Une étude récente [45] a montré que la gamme VITA Enamic multicolor, déclinable en 5 teintes, présentait un comportement spectral comparable à celui de la dentine humaine.

3. Les propriétés biologiques

La toxicité de ce matériau pourrait venir principalement de son réseau de polymère. En effet, si celui-ci n'est pas totalement polymérisé, si son degré de conversion n'est pas égal à 100%, le relargage de monomères est possible. Des effets sur les fibroblastes de la pulpe, sur les fibroblastes gingivaux, et sur les kératinocytes ont été rapportés. Le BisGMA est le plus délétère, suivi du TEGMA et de l'UDMA en dernière position [46].

Comme vu précédemment, Enamic® Vita™ est composé d'un mélange de TEGMA et d'UDMA polymérisé sous haute température et sous haute pression (HT-TP). Ce mode de polymérisation lui permet de se lier de façon étroite avec la céramique feldspathique, lui accordant une moindre inhibition de polymérisation de surface par l'oxygène et un relargage moindre de monomères, améliorant sa stabilité [47].

Dans l'étude de Tassin et al. [48] les nouveaux matériaux ne montraient aucun effet indésirable sur le cytosquelette des cellules pulpaires ni sur la matrice extracellulaire. Ils n'ont pas non plus engendré de réponse inflammatoire permettant aux auteurs de conclure que ces nouveaux matériaux étaient fiables.

Cependant, le point négatif de l'Enamic® Vita™ vient de la présence du TEGMA, un monomère de faible poids moléculaire ayant des effets cytotoxiques et génotoxiques [49]. Il serait alors intéressant d'utiliser un PICN ne contenant que de l'UDMA.

La biocompatibilité vis-à-vis des fibroblastes gingivaux a également été étudiée par Grenade et al [50]. Le PICN se plaçait derrière le titane et la zircone mais présentait des résultats comparables à la vitrocéramique en ce qui concerne les fibroblastes.

4. Les propriétés radiologiques

D'un point de vue radiologique, le PICN Enamic® Vita™ présente une radio-opacité inférieure à celle des structures dentaires. Cependant, l'épaisseur de coupe influence la radio-opacité du matériau [18].

Cette radio-opacité faible est expliquée par la composition du matériau. En effet, l'Enamic® Vita™ est doté d'oxyde de silicium et d'oxyde d'alumine qui possèdent tous deux des numéros atomiques faibles engendrant une radio-transparence.

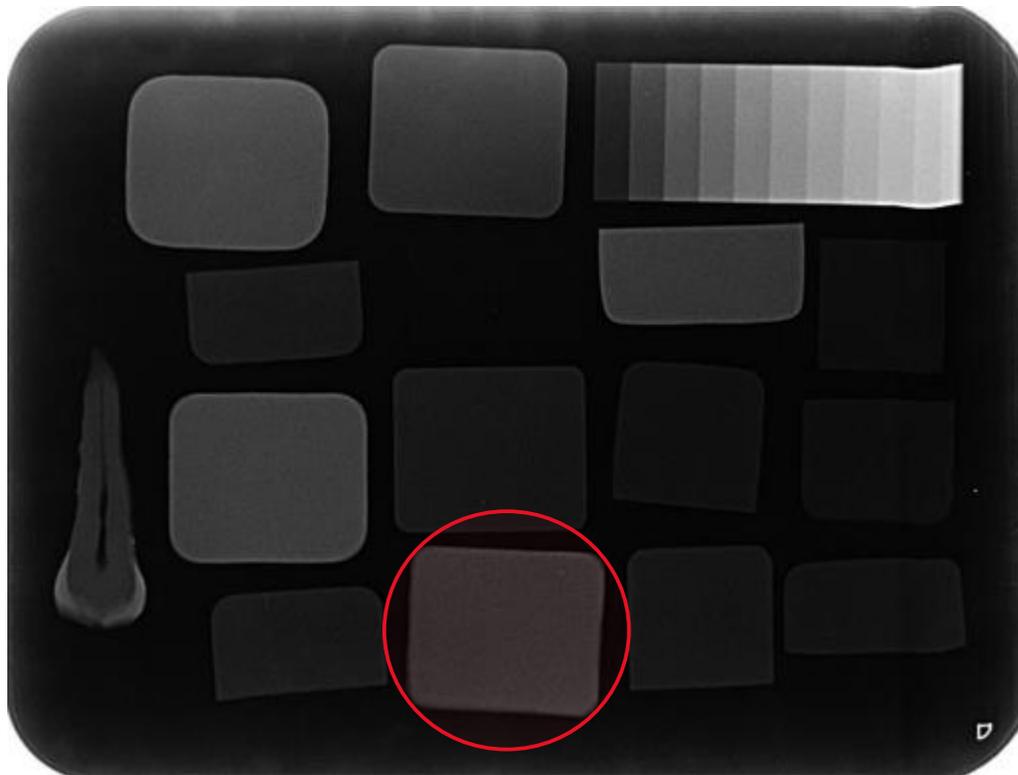


Figure 20 - Radio-opacité du VITA Enamic (entourée) comparée à celle des tissus dentaires [51].

Une radio-opacité moindre est un inconvénient puisqu'elle entraîne des complications diagnostiques. En effet, le contraste de la radiologie permet de discerner les pathologies carieuses reprenant sous les éléments prothétiques, de contrôler l'adaptation des restaurations ou encore le bon positionnement de la pièce prothétique [52].

Une des solutions serait l'utilisation d'un produit de scellement radio-opaque.

5. Les propriétés d'usinage

Afin d'apprécier la capacité à être usiné, l'observation des marges cervicales est intéressante. Awada et coll. ont apprécié l'état de surface des bords marginaux de plusieurs matériaux usinables [41]. Il existait une différence significative entre Enamic® Vita™, qui présentait des bords visiblement plus lisses, et d'autres matériaux d'usinage classiques.

Ce matériau permet alors de reproduire fidèlement des marges à partir de préparations plus conservatrices.

- **Module d'élasticité** : Se rapprochant de celui de la dentine.
- **Résistance à la flexion** : Moyenne.
- **Résistance à la compression** : Moyenne.
- **Propriétés optiques** : Bonnes.
- **Biocompatibilité** : Bonne.
- **Radio-opacité** : Faible.
- **Capacité à être usinée** : Bonne.

Les polymères infiltrés de céramique (Vita Enamic) pourraient être considérés comme une alternative fiable dans le cas de réalisation d'inlay-core. Leur module d'élasticité se rapprochant de celui de la dentine, ils pourraient se comporter comme des éléments protecteurs de l'organe dentaire en cédant avant celui-ci.

Le point négatif de ce matériau est sa faible radio-opacité ne permettant pas au clinicien de contrôler de manière adéquate son ajustement.

C. Les résines nano-céramiques – L'exemple du Lava™ Ultimate – 3M

3M a développé récemment Lava™ Ultimate, une résine nano-céramique composée de deux phases :

- L'une inorganique (nano-particules de zircon et de silice) à hauteur de 80% du poids.
- L'autre organique : un polymère (le diméthacrylate d'uréthane : UDMA ainsi que le Bisphenol-A Ethoxylated diMethAcrylate : Bis-EMA) à hauteur de 20% du poids.

La phase inorganique est dispersée dans la matrice polymérique formant ainsi un bloc usinable par CFAO [1], les propriétés mécaniques étant améliorées grâce à l'augmentation du taux de conversion et du taux de charge.

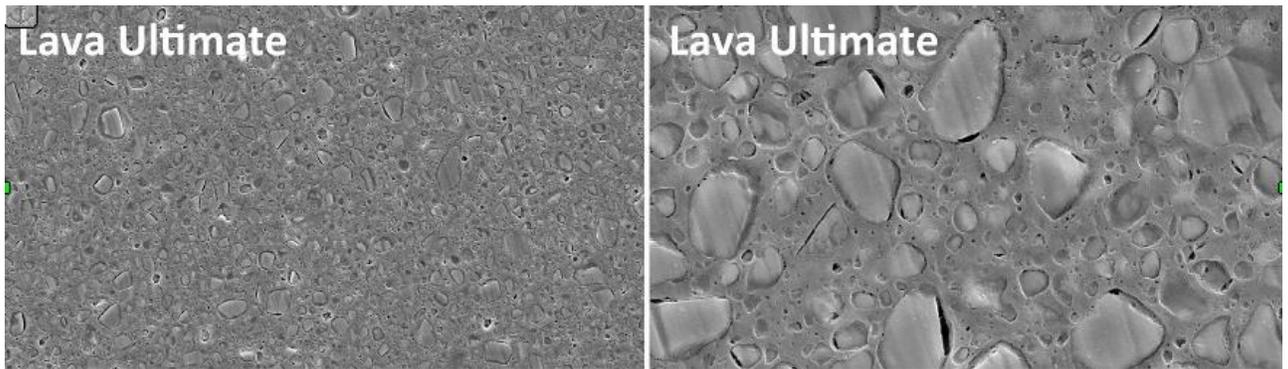


Figure 21 - Images MEB à deux grossissements (côte à côte) de la microstructure Lava Ultimate [53].

Les indications fournies par le fabricant sont toutes les restaurations unitaires adhésives permanentes dont :

- Couronnes (sur dent et également sur implant) ;
- Inlays / Onlays ;
- Facettes.

1. Les propriétés physiques

Les données fournies par le fabricant font état de ces propriétés mécaniques :

Tableau 3 - Résumé des caractéristiques mécaniques du Lava Ultimate.

Module d'élasticité	≈ 10	GPa
Résistance à la flexion	≈ 200	MPa
Module de résilience	≈ 1,5	MPa
Résistance à la compression	≈ 380	MPa
Résistance à la rupture	≈ 2	Mpa√m

Comme vu précédemment pour le PICN, Awada et coll. ont déterminé le module d'élasticité et la résistance à la flexion des PICN mais également des RNC grâce au test de flexion en 3 points [41].

Les résultats ont été les suivants :

- Module d'élasticité de 10,8 GPa
- Résistance à la flexion de 178 MPa
- Module de résilience de 1,47 MPa

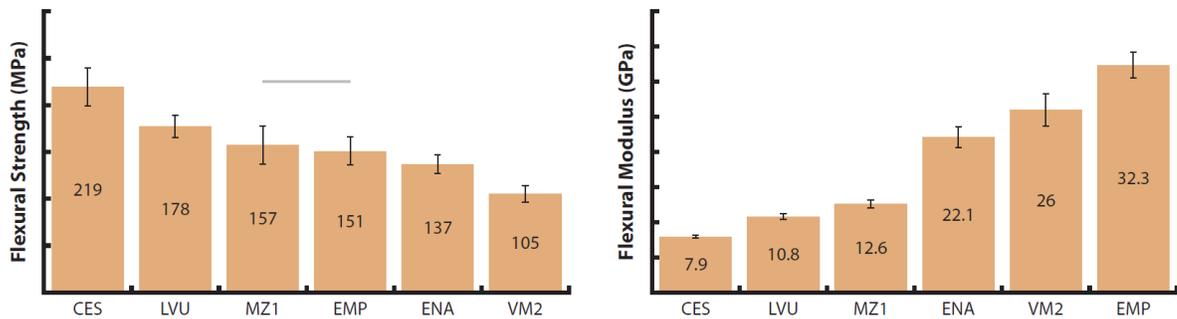


Figure 17 : Résistance à la flexion et Module d'élasticité de différents matériaux de résine-céramiques [41].

Le Lava ultimate a fait l'objet d'une étude en ce qui concerne ses performances dans la réalisation d'inlay-cores. Son module d'élasticité, sa résistance à la compression et à la flexion sont très intéressants dans cet exercice.

Dans l'étude de Falcao Spina et Al [42], la RNC a montré de très bons résultats. En effet, le groupe de résine nano-céramique a présenté une résistance à la fracture (621 N) significativement supérieure au PICN (414,5 N) et à la résine époxy renforcée à la fibre de verre (407,6 N).

En outre, ce groupe ne présentait que 20% de fractures dites « catastrophiques » comparé à l'étude de Bittner et al qui, à valeur de résistance à la fracture similaire (606,2 N), voyait la part de fracture catastrophique des inlay-cores faits de zircone s'élever à 82% [54].

Cette étude peut être mise en comparaison avec celle de Teixeira et al [55], qui a observé des valeurs de résistance à la fracture de l'ordre de 500N pour le groupe de résine de nano-céramique.

De plus, le mode de défaillance dominant de ce matériau était de type « non catastrophique » avec des écaillages ou des fractures de la pièce prothétique. Les chercheurs ont d'ailleurs exposé les résultats du groupe d'inlay-core métallique qui, quant à lui, présentait un taux de fracture radiculaire de près de 92 %.

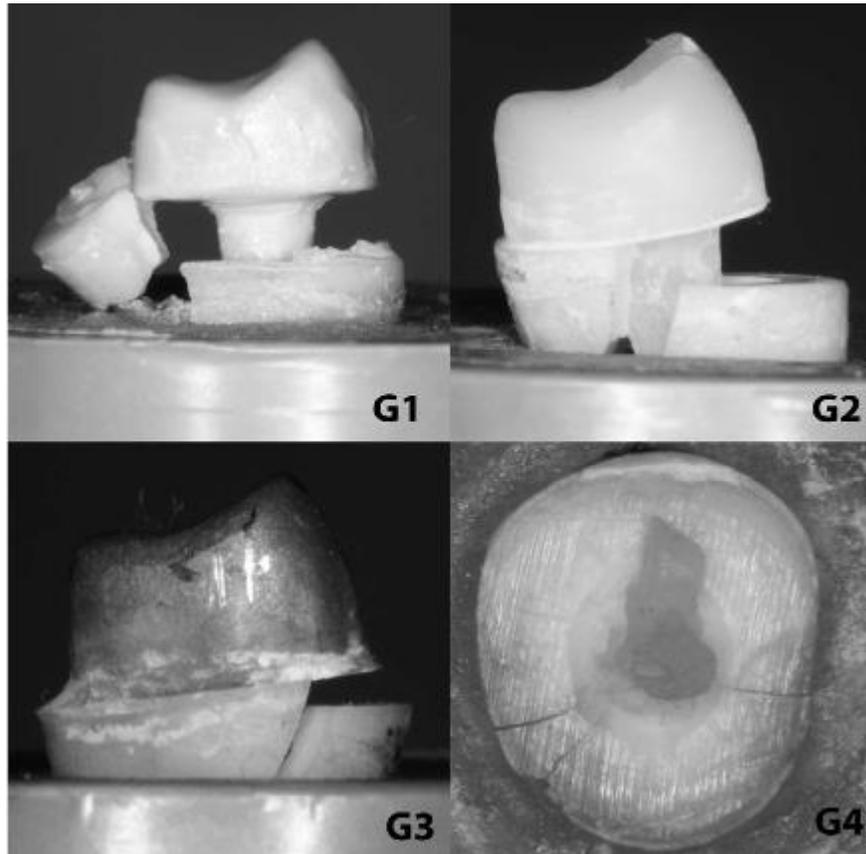


Figure 22 - Exemple de fractures dites « catastrophiques » pour le PEKK (G1), le Lava ultimate (G2), le métal (G3) et le composite à tenon (G4) [55].

Pour conclure, le module d'élasticité proche de celui de la dentine, le nombre élevé de nanoparticules ainsi que l'homogénéité des blocs d'usinage seraient en accord avec une meilleure concentration des contraintes et donc un meilleur comportement biomécanique que les alliages métalliques.

Aparté sur les autres résines de nano-céramique :

Il existe aujourd'hui près d'une dizaine de résines de nano-céramiques. Dans la littérature, seul le Lava Ultimate a fait l'objet d'études sur sa capacité à être utilisé dans la fabrication d'inlay-core.

Cependant, deux résines de nano-céramiques ont des propriétés physiques supérieures au Lava Ultimate :

- Cerasmart 270® de chez GC avec un module d'élasticité de 10 GPa et une résistance à la flexion de 246 MPa.
- Grandio Blocs® de chez Voco avec un module d'élasticité de 15 GPa et une résistance à la flexion de 240 MPa.

Il serait intéressant de procéder à des études sur le comportement biomécanique de ces deux matériaux lors de leur utilisation comme inlay-core.

2. Les propriétés optiques

D'après le fabricant 3M ESPE, le lava ultimate est déclinable en huit teintes et deux translucidités, ce qui laisse un large choix dans la conception prothétique de l'inlay-core [56].

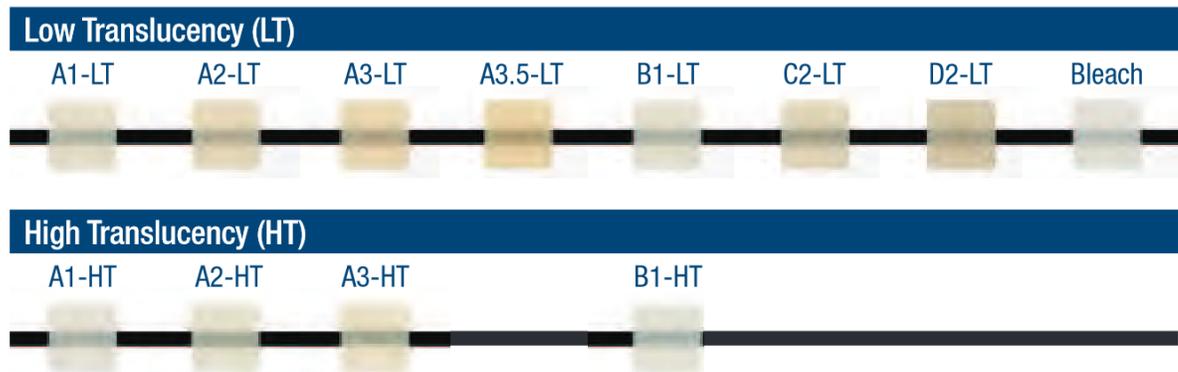


Figure 23 - Les différentes teintes classées selon le guide classique des teintes VITAPAN® [57].

La translucidité des résines de nano-céramiques se trouve être la plus élevée des nouveaux matériaux hybrides pour CFAO [44].

C'est la différence d'indice de réfraction entre les charges de nano-céramiques et les polymères qui influence la transmission de la lumière à travers le matériau.

Pour ce matériau, la transmission lumineuse est en moyenne de 47%, ce qui est proche de celle de la dentine.

3. Les propriétés biologiques

En ce qui concerne la biocompatibilité des résines nano-céramiques avec la gencive, lors d'une préparation de Lava Ultimate par incubation, ce matériau n'induit pas de niveaux cytotoxiques sur les fibroblastes gingivaux humains lors d'une extraction à 24h (les cellules avaient une survie de 70%).

De plus, ce matériau n'induisait pas de cytotoxicité lorsqu'il était incubé jusqu'à 40 jours.

Ces deux résultats permettent de conclure que l'utilisation clinique du Lava Ultimate dans l'environnement oral était adéquate [58].

4. Les propriétés radiologiques [18]

Les résines nano-céramiques présentent des valeurs de radio-opacité significativement supérieures à la dentine et aux autres matériaux usinables par FAO. Cependant, elles se rapprochent des valeurs de l'émail.

Une des caractéristiques importantes est l'épaisseur de coupe. En effet, que ce soit pour les matériaux ou pour les tissus dentaires, celle-ci a une influence sur la radio-opacité. La relation est alors la suivante : si l'épaisseur de coupe augmente, la différence entre les radio-opacités des différents systèmes augmente.

Comme vu pour les céramiques infiltrées de polymères, la radio-opacité est influencée par la composition du matériau. Pour les résines de nano-céramiques, c'est le taux d'oxyde de zirconium qui lui attribue une radio-opacité plus élevée (< 1% pour VITA enamic et > 8% pour le LAVA ultimate).

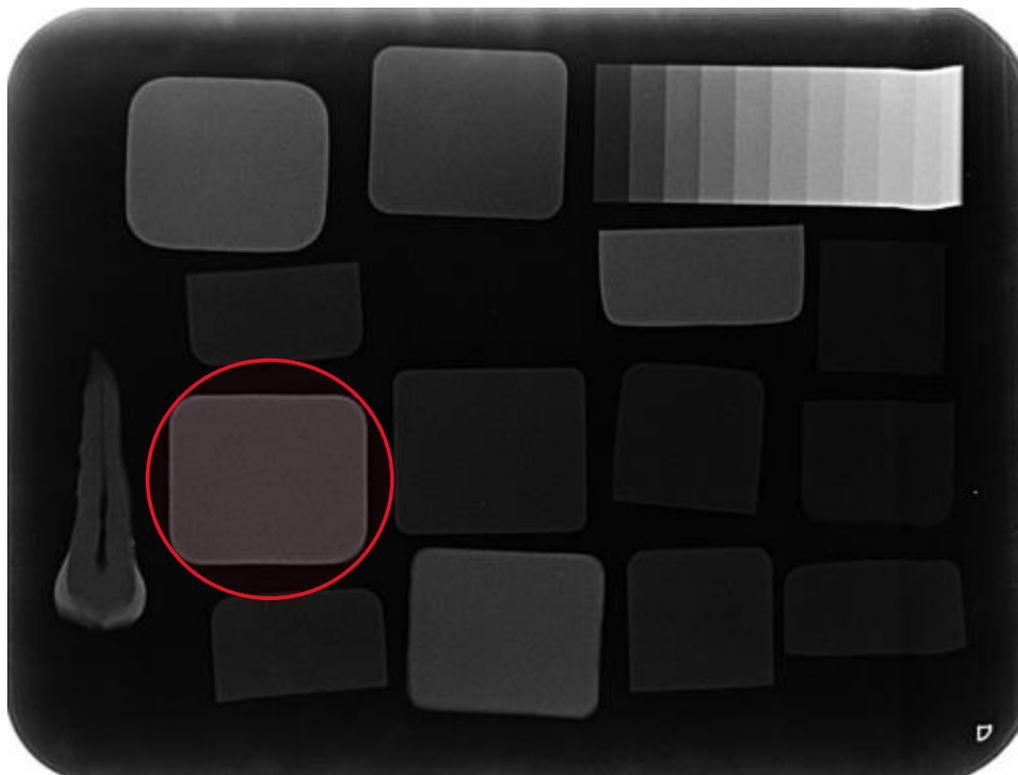


Figure 24 - Radio-opacité du LAVA ultimate (entourée) comparée à celle des tissus dentaires [51].

Nous pouvons alors conclure que les résines de nano-céramiques ont une radio-opacité suffisante pour les applications en prothèse fixée notamment pour la réalisation d'inlay-cores.

5. Les propriétés d'usinage

Dans leur déclaration, les fabricants ont avancé une précision d'usinage supérieure de ces nouveaux matériaux par rapport aux matériaux d'usinage classique.

Cette affirmation a été confirmée par Awada et Coll dans leur étude de 2015 [41]. En effet, ils ont observé des bords visiblement plus lisses par microscope optique pour le Cerasmart, Lava Ultimate et Enamic que pour des céramiques classiques.

Cette confirmation suggère une haute probabilité de précision d'usinage dans des zones où l'épaisseur du matériau est plus faible (bords de couronne, par exemple).

Cela est probablement dû à la fragilité réduite de ces matériaux, par rapport aux céramiques conventionnelles, vis-à-vis de l'effet des instruments de fraisage diamantés.

- **Module d'élasticité** : Se rapprochant de celui de la dentine.
- **Résistance à la flexion** : Moyenne.
- **Résistance à la compression** : Elevée.
- **Propriétés optiques** : Bonnes.
- **Biocompatibilité** : Bonne.
- **Radio-opacité** : Bonne.
- **Capacité à être usinée** : Bonne.

A l'instar des polymères infiltrés de céramique, les résines nano-céramiques pourraient être considérées comme une alternative fiable dans le cas de réalisation d'inlay-core. Leur module d'élasticité se rapprochant de celui de la dentine, ils pourraient se comporter comme des protecteurs de l'organe dentaire en cédant avant celui-ci.

D. PolyArylEtherCetone – PEAK

Le Polyetheretherketone ou PEEK est un matériau découvert en 1963. C'est en 2000 que l'université Oxford Performance Materials crée le PEKK en améliorant les propriétés du PEEK [59].

Tous deux appartiennent à la famille des PEAKs : Poly-Aryl-Ether-Cétones.

Nous allons ici nous intéresser au PEKK qui est sujet de recherche pour inlay-core.

Celui-ci est composé de trois cycles aromatiques (noyau phénylène). Il a pour point commun avec le PEEK sa liaison oxygène avec le premier cycle aromatique, ce qui forme un éther aromatique. Il s'en distingue alors par ses liaisons (reliées et précédées par des groupes carbonyles) aux autres cycles aromatiques formant des cétones aromatiques [60].

Les propriétés mécaniques en sont alors augmentées.

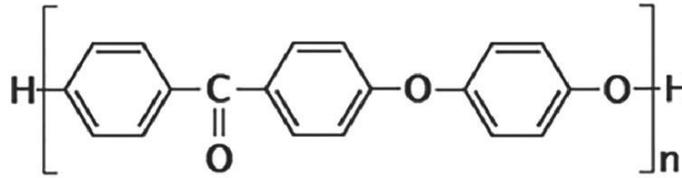


Figure 25 - Formule chimique du PEKK [61].

1. Les propriétés physiques

Le PEKK peut être renforcé avec des fibres de verre ou de carbone, ce qui accroît ces propriétés mécaniques. En faisant varier le taux de fibres, le module d'élasticité varie à son tour [62].

Tableau 4 - Résumé des caractéristiques mécaniques du PEKK et du CRF-PEKK.

	Module d'élasticité	Dureté	Résistance à la flexion	Résistance à la traction	Résistance à la compression
PEKK	5,1 GPa	252 MPa	140-200 MPa	100 – 110 MPa	246 MPa
CRF-PEKK	19–150 GPa			175 – 260 MPa	

Celui-ci présente plusieurs avantages pour la réalisation d'un inlay-core au niveau mécanique [63] :

- Résistance à la rupture acceptable.
- Capacité d'absorption des chocs.
- Meilleures répartitions des contraintes.

Dans cette étude de 2017 [64], les auteurs se sont intéressés au comportement biomécanique des dents restaurées avec des inlay-cores en PEKK, en or et avec un composite à tenon.

Les dents étaient restaurées à l'aide d'un inlay-core et d'une couronne. La charge a été orientée de 45° par rapport à l'axe longitudinal de la dent et la 3D FEA a été utilisée afin de voir les zones de concentration de contraintes.

Les résultats pour le PEKK sont intéressants. Le maximum de stress se situait au niveau de la couronne et de la partie cervicale du ciment de scellement.

De plus, il y avait moins de concentration de stress au niveau de la pièce prothétique au vu de sa flexibilité ainsi qu'au niveau de l'interface dentine / ciment de scellement uniquement à la moitié radiculaire.

Enfin, au niveau cervical, le stress a été distribué au niveau mésio-distal.

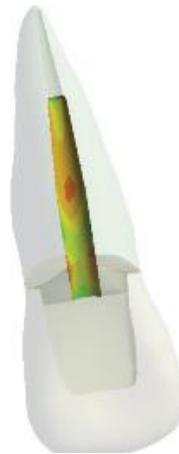


Figure 26 - Distribution des contraintes le long du tenon [64].

L'étude a montré que le PEKK entraînerait des fractures réparables. Il y avait une répartition des contraintes plus uniforme par rapport à l'or ou à la fibre de verre.

Les inconvénients se trouvent être : une résistance à la rupture plus faible de la pièce prothétique ainsi qu'un décollement donc une perte de la couronne plus fréquente.

Dans cette autre étude de 2020, les auteurs ont évalué la résistance à la fracture et les modes de défaillances de différents inlay-cores conçus avec différents matériaux (Céramique nano-hybride, PEKK, métal et composite à tenon) [55].

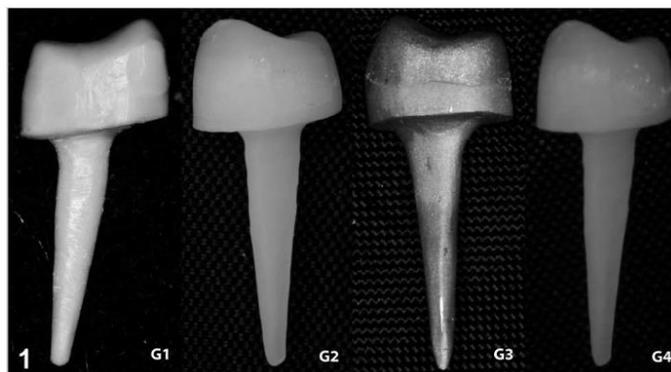


Figure 27 - Inlay-cores fait de PEKK (G1), Lava Ultimate (G2), métal (G3) et composite nano-hybride renforcé de fibres de verre (G4) [55].

Ils ont réalisé les inlay-cores en PEKK et en céramique nano-hybride grâce à la technologie CFAO.

Le PEKK comporte une résistance à la flexion similaire à celle de la dentine (200 Mpa et 219 Mpa respectivement) mais son module d'élasticité est lui inférieur (5,1 contre 18,6 Gpa). Grâce à sa flexibilité, le PEKK engendre moins de contrainte sur la pièce prothétique.

Cependant, lorsque le PEKK reçoit trop de contrainte, celle-ci est transférée au niveau du ciment de scellement qui cause alors une perte de la pièce prothétique.

Le PEKK engendrait moins d'effet de coin que le métal du fait de son module d'élasticité beaucoup moins élevé. Il y avait donc moins de fracture radiculaire.

Il existait un risque moindre d'échecs dits « catastrophiques » pour les inlay-cores en PEKK, en céramique nano-hybride et pour les composites à tenons par rapport aux inlay-cores en métal.

Au vu de ces deux études, le PEKK pourrait être vu comme alternative sérieuse au métal du fait d'une incidence moins élevée de « panne catastrophique ».

2. Les propriétés biologiques

Le PEKK a été classé comme matériau inerte et biocompatible d'après plusieurs études. En effet, il répond à la norme ISO 10993 en raison de son succès aux tests de cytotoxicité, de sensibilisation, d'irritation, de toxicité aiguë et de pouvoir mutagène [50].

De même, le PEKK est assuré sans Bisphénol A.

De plus, le PEKK présente une résistance à la corrosion plus élevée que l'alliage titane. Il en résulte donc un meilleur comportement au sein des tissus, une possibilité de stérilisation ainsi que de dégraissage à la vapeur d'eau avant scellement [65].

En présence d'autres alliages, aucun phénomène d'électro-galvanisation n'est à déclarer car le PEKK est un bon isolant électrique. Toutes les conséquences liées à ces phénomènes sont donc évitées [66].

3. Les propriétés optiques

En raison de sa couleur blanche, le PEKK peut s'intégrer de manière naturelle au reste de la reconstitution. Il empêche la formation de bandeau ou lueur grise.

Du fait de son absence de corrosion, le PEKK ne laisse pas échapper d'ions dans la gencive et évite ainsi les effets d'ombre cervical [66].

4. Les propriétés radiologiques

En ce qui concerne la radio-opacité du PEKK, celle-ci est un désavantage car le PEKK est radio-transparent. Sur les radiographies de contrôle, il est alors difficile de juger du bon positionnement ou du bon ajustage de la pièce prothétique [67].

Une solution a été d'y ajouter de la poudre de sulfate de Baryum (de 6 à 20%) afin de le rendre plus radio-opaque.

Il a été affirmé que cet ajout n'intervenait pas dans les propriétés mécaniques du matériau ni dans des phénomènes d'artéfacts lors d'examens médicaux d'imagerie.



Figure 28 – Inlay-core réalisé en PEEK et sa radiographie post-opératoire [68].

5. Les propriétés d'usinage

Le PEEK peut être mis en forme de trois manières différentes :

- Pressé à partir de granulés de PEEK
- Pressé à partir de pastilles préfabriquées de PEEK
- Fraisé à partir d'une ébauche préfabriquée de PEEK

En 2020, l'influence de ces trois techniques de fabrication sur l'adaptation marginale des couronnes fabriquées en PEEK a été évaluée par Attia et coll. Des couronnes en zircone ont été de même usinées afin de servir de groupe contrôle.

Sur ces trois procédés de fabrication, les couronnes fraisées possédaient les meilleures valeurs de précision marginale (valeurs moyennes d'environ 45 μm pour une limite clinique recommandée de 120 μm) [69].

- **Module d'élasticité** : Se rapprochant de celui de la dentine.
- **Résistance à la flexion** : Moyenne.
- **Résistance à la compression** : Elevée.
- **Propriétés optiques** : Bonnes.
- **Biocompatibilité** : Bonne.
- **Radio-opacité** : Faible.
- **Capacité à être usinée** : Bonne.

En raison de ces bonnes propriétés mécaniques, optiques et biologiques, le PEKK peut être considéré comme une alternative fiable au métal en ce qui concerne la réalisation d'inlay-core.

En outre, sa capacité à être usinée de manière précise lui permet de s'intégrer dans la chaîne CFAO.

Deux inconvénients nuancent cependant ce propos. Le transfert des contraintes sur le ciment de scellement est responsable de décollements fréquents. De plus, sa faible radio-opacité ne permet pas au clinicien d'apprécier le bon ajustage de la pièce prothétique.

E. La résine époxy renforcée aux fibres de verre – Numerys GF

En 2019, la société française ITENA brevète les blocs de Numerys GF destinés à la réalisation d'inlay-core par CFAO.

Ce matériau permet aux praticiens, possédant une caméra numérique, de concevoir des inlay-cores fibrés, d'un seul bloc, parfaitement ajustés à l'anatomie canalaire et pouvant être collés.

Le Numerys GF d'Itena est composé de deux phases homogènes et uniformes, semblables à leur tenon Dentoclic :

- Des fibres de verres (80%)
- Une matrice de résine époxy (20%) [70].

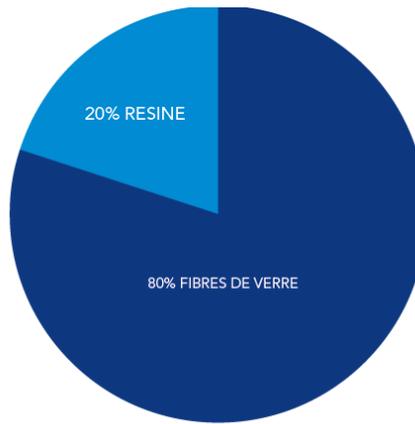


Figure 29 : Rapport fibres de verre / matrice [71].

1. Les propriétés physiques

Les propriétés mécaniques de ce matériau dépendent de l'efficacité d'association entre les fibres et la matrice résineuse, dépendant elle-même de nombreux facteurs à savoir [72] :

- Le type de résine utilisé.
- Le type de fibres utilisé.
- La quantité et la longueur des fibres utilisées.
- L'adhésion des fibres à la résine.
- L'orientation des fibres au sein de la matrice.

a) Type de résine et type de fibres utilisées.

Comme vu précédemment, le Numerys GF contient une matrice de résine époxy pré-polymérisée dans laquelle sont structurées les fibres de verre de type E-Glass [70].

Les fibres contribuent à la rigidité et à la résistance de la matrice qui est, généralement élastique.

Dans le domaine dentaire, plusieurs types de fibres sont utilisés :

- Les fibres de verre : de type E (Electrical), R (Resistant), S (high Strenght).
- Les fibres de polyéthylène.
- Les fibres de carbone.

Les fibres de verre ont montré de meilleures caractéristiques que les fibres de polyéthylène et le groupe E surpasse les autres groupes dans ce domaine. C'est la raison pour laquelle le type E-Glass est le plus souvent utilisé [73].

b) Quantité et longueur des fibres utilisées.

L'un des autres facteurs importants des propriétés mécaniques des composites renforcés de fibres de verre est la quantité de fibres utilisée au sein de la matrice.

Dans leur White Paper, Itena rapporte une quantité importante de celles-ci avec 700 000 fibres à l'intérieur d'un bloc et plus de 22 800 000 à l'intérieur d'un disque avec un diamètre moyen de 20µm, diminuant la rigidité du matériau et permettant un meilleur comportement élastique.

Des études ont prouvé l'association entre une importante quantité de fibres et une augmentation de l'absorption d'énergie spécifique pour ces matériaux. Il en résulte donc une résistance à la flexion et à la fracture augmentée. Cependant, ces études signalent un possible effet contraire lorsque le volume de matrice entre les fibres diminue de manière conséquente. Il y a alors une diminution de la résistance interlaminaire formant de possibles fissures interlaminaires à des charges plus faibles [74].

En ce qui concerne la longueur des fibres, aucune donnée n'est disponible dans le White Paper du produit ni dans la littérature pour le Numerys GF.

c) Adhésion des fibres à la résine.

L'adhésion des fibres de verre de type E-Glass à la résine est permise par la présence à leur surface de groupe hydroxyle (-OH) accordant une bonne imprégnation entre les deux constituants.

d) Orientation des fibres au sein de la matrice [73].

Le dernier paramètre important est l'orientation des fibres dans la matrice. Dans leur White Paper, Itena affirme que le Numerys GF est doté de fibres de verre unitaires et unidirectionnelles.

L'efficacité du renforcement des fibres dépendant de leurs orientations est décrite par le facteur de Krenchel :

- Les fibres unidirectionnelles confèrent des propriétés anisotropiques au matériau. Elles le renforcent mais dans une seule direction. La contrainte doit alors se faire de manière parallèle aux fibres afin que les propriétés mécaniques atteignent leur maximum.
- Les fibres discontinues ont un effet isotropiques. Elles offrent alors au matériau un effet de renforcement tri-dimensionnel.

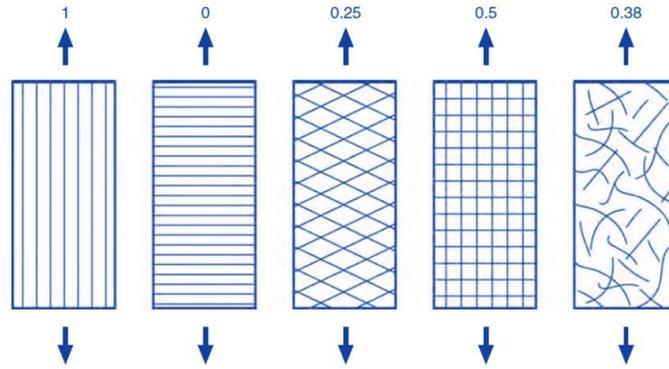


Figure 30 : Différentes orientations possibles des fibres au sein de la matrice [73].

Les types de rupture sont alors différents. Les plus communes observées par l'orientation unidirectionnelle des fibres sont :

- Rupture par traction axiale.
- Rupture par traction transversale.
- Rupture par cisaillement.

L'occlusion antérieure travaillant principalement par cisaillement, il se pourrait que la pièce prothétique ne soit pas assez résistante dans le secteur antérieur.

e) Caractéristiques mécaniques du Numerys GF

D'après le White Paper du matériau, le Numerys GF présente les caractéristiques suivantes :

Tableau 5 - Résumé des caractéristiques mécaniques du Numerys GF.

Module d'élasticité	20 GPa
Résistance à la flexion	991 MPa
Résistance mécanique sous une charge cyclique	230 N
Résistance mécanique sous une charge cyclique	1 300 000 cycles

Les inlay-cores fibrés ont fait l'objet de plusieurs études ces dernières années.

En 2017, Spina et Coll ont évalué la résistance à la fracture et la force d'adhérence de trois groupes d'inlay-cores conçus par CFAO fait avec le LAVA Ultimate, le VITA enamic et avec la résine époxy renforcée aux fibres de verre expérimentale. Il en ressort que tous les matériaux ont démontré une très bonne performance en étant tous au-dessus des valeurs de fonction occlusale normale. De plus, le détachement des fibres de verre précède généralement la fracture radiculaire, faisant de ce mécanisme un système de protection de l'organe dentaire [42].

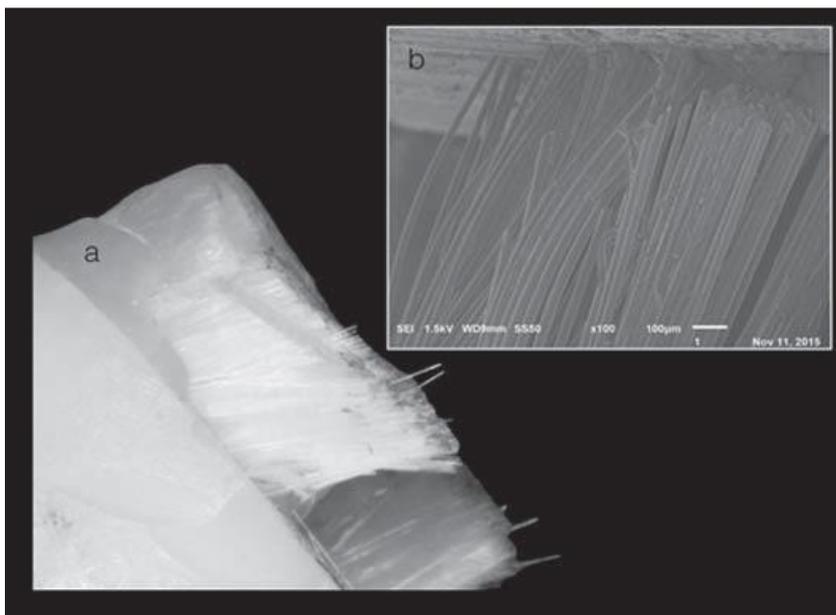


Figure 31 : Fracture de l'inlay-core dans la partie coronaire sans implication radiculaire montrant le détachement des fibres (a) et image MEB confirmant le détachement des fibres (b) [42].

L'étude de Pang et coll en 2018 corrobore ces résultats. En effet, dans des racines évasées de faible résistance, les inlay-cores fibrés, contrairement aux inlay-cores métalliques, transféraient les forces de manière plus uniforme à la racine évitant ainsi des zones de concentration de contrainte et améliorant la résistance à la rupture du système.

2. Les propriétés optiques

Aucune donnée n'est disponible en ce qui concerne la diffusion de la lumière à travers ce produit. L'absence d'alliage métallique au sein de la structure [70] est le seul élément en faveur d'un meilleur comportement esthétique de ce matériau.

3. Les propriétés biologiques

Dans la composition du matériau, nous retrouvons une multitude de fibres de verre structurées les unes aux autres grâce à une matrice de résine époxy pré-polymérisée.

Ce matériau est donc dit inerte car ses propriétés biologiques sont les mêmes que celles des tenons en fibres de verres connus.

D'après la société, les tests de biocompatibilité furent réalisés lors du développement du produit selon la réglementation applicable aux dispositifs médicaux (ISO 10993).

4. Les propriétés radiologiques

Les fibres de verres Numerys GF sont intrinsèquement radio-opaques permettant un bon contrôle de l'adaptation de l'inlay-core de la part du clinicien [70].

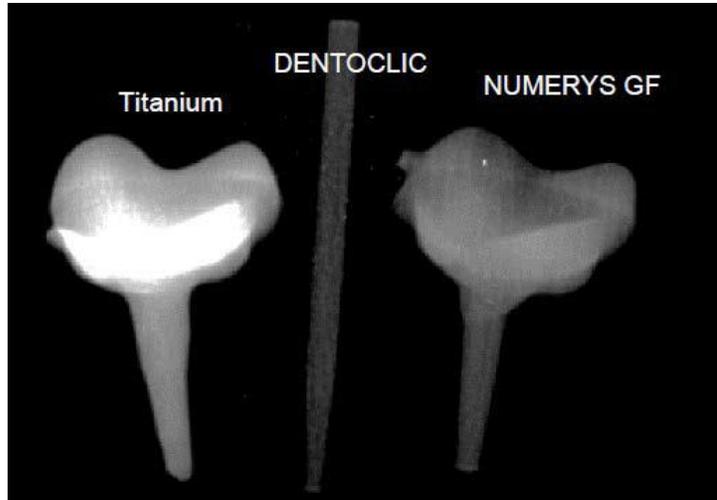


Figure 32 : Radio-opacité du Numerys GF comparé au titane et au tenon Dentoclic [70].

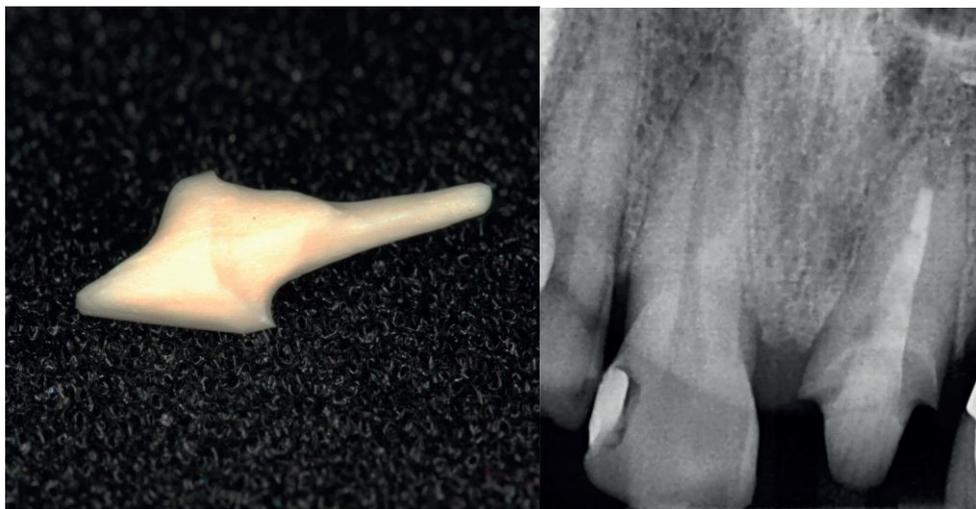


Figure 33 : Inlay-core en Numerys GF (droite) et le contrôle de son adaptation par radiographie (gauche) [75].

5. Les propriétés d'usinage

Aucune donnée n'est disponible en ce qui concerne la précision des marges après usinage.

6. Facturation et remboursement (version v68 CCAM).

En ce qui concerne la facturation des inlay-cores, la CCAM est claire. Dans la dernière version en date (version 68 applicable au 01/01/2022), il est stipulé que la prise en charge,

des infrastructures coronoradiculaires (inlay-cores) sous une couronne ou un pilier de bridge dentoportés, est limitée à l'infrastructure coronoradiculaire métallique.

Il en résulte alors que l'inlay-core réalisé avec un matériau autre qu'un alliage métallique, doit être facturé avec la mention « Non-remboursable ».

La conséquence est directe pour les patients qui doivent régler l'intégralité de la pièce prothétique sans avoir de remboursement par la suite.

- **Module d'élasticité** : Se rapprochant de celui de la dentine.
- **Résistance à la flexion** : Moyenne.
- **Propriétés optiques** : Acceptables.
- **Biocompatibilité** : Bonne.
- **Radio-opacité** : Bonne.
- **Capacité à être usinée** : Inconnue.

Les bonnes propriétés mécaniques, optiques, radiologiques et biologiques du Numerys GF font de ce matériau une option sérieuse au métal quant à la réalisation d'inlay-cores.

Cependant, aucune étude sur la précision d'usinage n'étant disponible, nous ne sommes pas en mesure de savoir si la justesse des marges est respectée.

De plus, en France, ce type de reconstitution n'entre pas dans le remboursement de la sécurité sociale et des complémentaires. Il y a donc un reste à charge important pour le patient.

Etant le seul matériau conçu spécifiquement pour la réalisation d'inlay-cores, le manque d'études et de données in vitro et in vivo ne permet pas de conclure de manière certaine.

Il y a nécessité de continuer les études afin de savoir si ce matériau se comporte de manière satisfaisante à court, moyen et long terme.

IV. L'évolution des protocoles d'assemblage

A. Évolution des protocoles de collage

1. Scellement ou collage ?

Le scellement a été et est encore largement utilisé par la plupart des praticiens du fait de sa simplicité d'utilisation.

Cependant, le collage offre des avantages non négligeables tels que :

- L'augmentation de la force de rétention des tenons, pouvant alors accepter des longueurs moindres [76] ;
- L'augmentation de la résistance aux forces cycliques [77] [78] ;
- La protection de la racine par augmentation significative de la résistance à la fracture [79], indiquant d'autant plus le collage sur dents à parois fines ;
- L'atténuation des contraintes sur la racine ainsi que son renforcement notamment quand la colle présente un module d'élasticité proche de celui de la dentine [80] ;
- La meilleure adaptation marginale évitant ainsi les micro-fuites responsables de possibles échecs endodontiques [81].

Toutefois, lorsque le délabrement de la dent est trop important et que la pose de la digue est impossible, le scellement s'impose comme la technique de choix.

a) Scellement

Les matériaux disponibles pour le scellement ont évolué au cours du temps. Le phosphate de zinc a été introduit assez tôt mais n'est plus réservé que pour les inlay-cores très bien adaptés et pour les patients ne nécessitant pas de libération de fluor [82].

Ensuite les ciments verre-ionomères dits classiques ont fait leur apparition. Ils ont de nombreux avantages mais qui sont largement contrebalancés par l'inconvénient physique de ce matériau. En effet, ce ciment possède une très faible résistance à la fracture et est très fragile, pouvant alors conduire à la propagation de fissures [83].

Ces verres-ionomères ont, peu à peu, été modifiés par une adjonction de résine (CVI MAR). Ils ont offert alors une résistance accrue, une adhérence au métal, une libération progressive de fluorure ainsi qu'un nettoyage plus aisé des excès [82]. Cette adjonction a permis d'augmenter les valeurs de résistance en flexion et en traction de ce matériau. Il s'agit, pour les plus connus, du Fuji Plus, GC et du Ketac Cem Plus, 3M.

b) Collage

L'adhésion, qui est l'ensemble des interactions physico-chimiques permettant une liaison entre deux matériaux de natures différentes, est obtenue premièrement du fait de l'ancrage mécanique des adhésifs de collage par microclavetage dans les tubules dentinaires [84].

Ensuite, intervient une action chimique. En effet, des liaisons chimiques se forment entre l'hydroxyapatite contenue dans la dentine et les molécules des adhésifs. La dentine ne doit être alors que partiellement mordancée sans utilisation d'acide orthophosphorique. Ce principe est obtenu notamment par la molécule 10-méthacryloyloxy-décyl dihydrogène phosphate (10-MDP) qui a été développée ces dernières années [85].

Il existe actuellement trois systèmes de collage faisant intervenir plusieurs technologies :

- Les colles sans propriétés adhésives :

Il s'agit de composites dimétacrylates (microchargés ou microhybrides). Les résines adhésives servent à faire la liaison entre les tissus dentaires et les matériaux d'assemblage. On distingue les systèmes à mordantage préalable (M&R) et les systèmes automordants (SAM). Du fait d'une profondeur de forage importante, seuls les systèmes duals sont recommandés [86].

- Les colles avec propriétés adhésives :

Les groupements réactifs (monomères) qui composent les résines adhésives permettent de faire une liaison avec les tissus dentaires.

Nous en retrouvons deux principaux [87] :

- **4-META** (Superbond® de chez Sun Medical) : monomères à fonction carboxylique.
- **10-MDP** (Panavia® de chez Kuraray) : monomère à fonction phosphatique.

- Les colles auto-adhésives :

Il s'agit de colles dimétacrylates chargées. Elles ne nécessitent pas de traitement de surface préalable, ce qui est le plus intéressant car elles s'utilisent donc en un seul temps clinique. Leur composition est un mélange entre des monomères acides (acides carboxyliques ou esters phosphatiques) avec des monomères hydrophiles (HEMA). Le produit déminéralise ainsi la surface dentinaire avant la pénétration de la colle [86].

Nous retrouvons parmi ces colles :

- RelyX-Unicem® de chez 3M,
- Maxcem Elite® de chez Kerr Hawe,
- Total Cem® de chez Itena,
- G-Cem® de chez GC...

2. Collage dans la dentine radiculaire

En ce qui concerne les restaurations par matériau inséré en phase plastique, le mode de défaillance le plus courant est une défaillance adhésive entre le tenon et la dent. Cela peut s'expliquer par plusieurs facteurs.

Le premier est la présence d'irrigants ou de ciments utilisés pour le traitement endodontique, comme :

- **L'hypochlorite de sodium** : qui possède une forte propriété oxydante pouvant inhiber la polymérisation de certaines résines. En effet, le NaOCL engendre une couche d'oxygène à la surface de la dentine réduisant les forces d'adhérence [88].
- **L'EDTA** : L'utilisation de l'EDTA au-delà d'une minute et son association avec le NaOCL est délétère pour la dentine radiculaire. Il déminéralise la dentine de manière excessive, ce qui ne permet pas la formation d'une interface adhésive solide avec les adhésifs auto-mordants par exemple [89].
- **Les ciments de scellement endodontiques** : les ciments à base d'eugénol sont sujets à controverse. En effet, certains auteurs rapportent des valeurs de collage moins bons après obturation car l'eugénol relargue des radicaux qui inhibent la polymérisation des résines [90]. Cependant, d'autres auteurs ne trouvent pas de différences significatives avec d'autres ciments de scellement endodontiques sans eugénol. Les biais dans ces études peuvent avoir certaines explications. Le forage d'une plus grosse épaisseur de dentine contaminée augmenterait les valeurs d'adhérence tout comme le temps d'attente avant collage (immédiatement ou après une semaine). Afin de limiter

l'effet de l'eugénol, l'utilisation d'un système à mordantage et rinçage en trois étapes permettrait d'éliminer la couche de dentine contaminée.

Le second est la pénétration de la lumière au sein du canal radiculaire. Plus la profondeur du canal augmente, plus la transmission lumineuse à travers le tenon diminue de manière exponentielle. Ceci rend difficile l'obtention d'une force de liaison élevée dans l'ensemble du logement radiculaire [91]. L'utilisation d'un système uniquement photopolymérisable présente alors des valeurs de collage inférieures dans les zones apicales.

Le troisième est l'expérience du clinicien. Du fait des protocoles de collage complexes en présence de systèmes en deux ou trois temps, il a été observé que les cliniciens moins expérimentés obtenaient des forces de collages inférieures [92]. Cela peut s'expliquer par un non-respect des recommandations du fabricant, une digue non posée ou mal posée ou encore l'impossibilité de laisser un substrat dentinaire humide avant application du matériau (sécher sans dessécher).

Le dernier est appelé facteur C (facteur de configuration de cavité). Lors de la polymérisation, les résines composites subissent une rétraction de prise. Les monomères de méthacrylates se rapprochent les uns des autres réduisant les espaces intermoléculaires entre eux. Il y a alors un décollement du matériau et la création de micro-gaps pouvant occasionner une fuite bactérienne à l'interface. Il en résulte que plus la surface collée est élevée, plus la contraction de prise est élevée et plus les propriétés mécaniques des résines sont diminuées [93]. La configuration des canaux radiculaires sont défavorables et le facteur C peut alors atteindre 200 (de 1 à 1,5 lors des restaurations coronaires) [94]. Une des solutions est de réduire l'épaisseur de résine à l'interface (tenon/dentine). C'est ici que la réalisation d'inlay-cores anatomiques prend tout son sens. En effet, la couche de résine est alors largement diminuée, diminuant alors ce facteur C.

3. Vers un protocole de collage en un temps ?

Les colles auto-adhésives ont été implantées en 2002 avec comme objectif de combiner en un seul produit toutes les caractéristiques favorables pour un collage en un seul temps clinique. Ils se distinguent par leur tolérance à l'humidité et leur libération d'ions fluorures semblables aux ciments verre-ionomères.

Le principal avantage est la simplicité d'utilisation. En effet, le protocole simplifié permet de se défaire des erreurs d'application [95].

Ces ciments sont faits en deux parties nécessitant alors une technologie de mélange telle que :

- Le mélange manuel liquide / poudre ;
- Des capsules ;
- Des distributeurs auto-mélangeants.

Ils sont composés de monomères conventionnels (mono, bi et/ou multi méthacrylate) qui peuvent être le BISGMA, UDMA, HEMA, GDMA, TEGMA...

Les monomères à fonction acide nécessaires afin de déminéraliser et d'adhérer aux surfaces dentaires sont :

- Les monomères méthacryliques à groupe d'acide carboxylique (*4-META / PMGDM*) ;
- Les monomères méthacryliques à groupe d'acide phosphorique (*Phenyl-P / MDP / BMP / Penta-P*) [96].

C'est 3M ESPE qui a détaillé le plus les caractéristiques de son produit, le RelyX Unicem, et qui a permis de comprendre le mécanisme d'action (3M ESPE product profil : RelyX Unicem).

Composition chimique	
Base	Catalyseur
Monomères de méthacrylate à groupes d'acide phosphorique	Monomères de méthacrylate
Monomères de méthacrylate	Charges alcalines (basiques)
Charges silanées	Charges silanées
Composants initiateurs	Composants initiateurs
Stabilisateurs	Stabilisateurs
Additifs rhéologiques	Pigments
	Additifs rhéologiques

Figure 34 - Composition de RelyX Unicem [97].

Il est composé d'une matrice organique : **des (meth)acrylates d'acide phosphorique multifonctionnels**, permettant une déminéralisation de la dentine et de l'émail puis une infiltration du ciment à la surface de la dent (auto-adhésion).

La réaction de prise, appelée **polymérisation radicale**, est amorcée soit par la lumière soit par réaction chimique (oxydo-réduction) d'un nouveau système d'initiateur qui se différencie des composites traditionnels. On se retrouve donc face à une double polymérisation : auto et photopolymérisation.

Les monomères fonctionnels sont alors chimiquement réticulés donnant un réseau de polymères de hauts poids moléculaires et ayant comme caractéristiques :

- Une faible solubilité ;
- Une absorptivité minimale ;
- Une bonne biocompatibilité.

Il y a alors un haut degré de réticulation car les monomères contiennent deux groupes d'acides phosphoriques et deux unités de carbone à double liaison. Ce haut degré de réticulation amène à une augmentation des propriétés mécaniques et une meilleure stabilité à long terme.

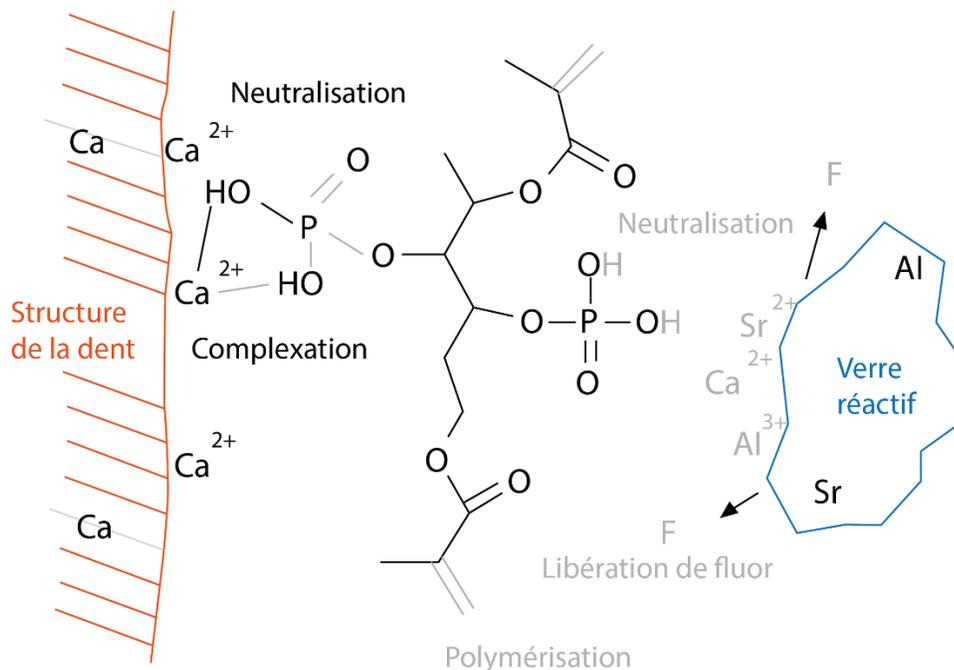


Figure 35 - Représentation schématique du mécanisme d'adhésion et de la réaction de neutralisation de la résine universelle auto-adhésive RelyX Unicem [97].

Simultanément, des réactions de **neutralisation** pendant le processus de prise émergent pour éviter une hydrolyse trop importante. Les fonctions acides sont neutralisées par des charges alcalines ayant pour conséquences une augmentation du pH jusqu'à un pH neutre et une libération de fluorures.

Ces méthacrylates d'acide phosphorique réagissent également avec l'apatite dentaire permettant une adhésion aux tissus.

Des **molécules d'eau** sont alors formées augmentant l'hydrophilie. Cela aboutit à une meilleure adaptation aux surfaces dentaires et une meilleure tolérance à l'humidité.

L'eau est alors réutilisée par réaction avec des groupes fonctionnels acides.

La conclusion est un passage à une **matrice hydrophobe** et une **libération d'ions fluorures**.

On retrouve alors une adhésion basée sur la rétention micromécanique et sur l'interaction chimique monomères acides / hydroxyapatite.

CASCADE DE RÉACTION DU RELYX UNICEM :

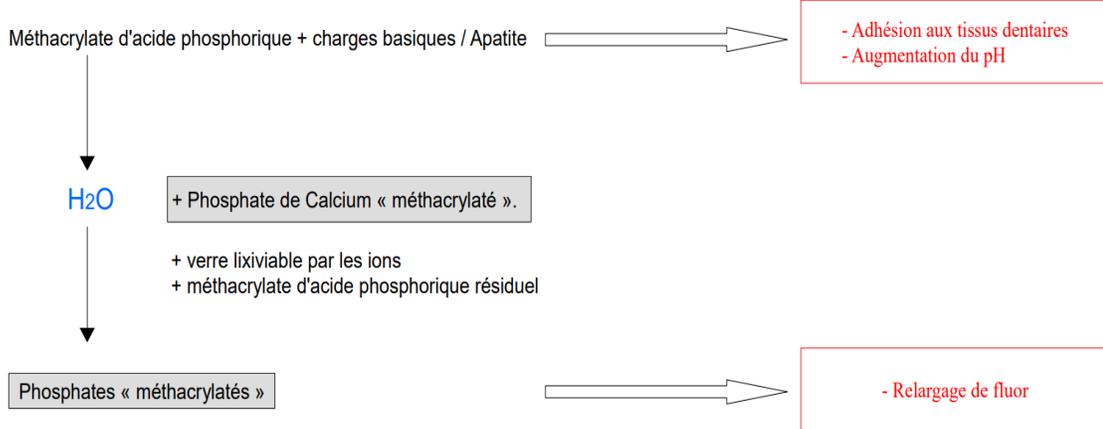


Figure 36 – Mécanismes de réaction de la résine universelle auto-adhésive RelyX Unicem [97].

Mais qu'en est-il de la force d'adhérence de ces nouveaux ciments comparés au ciments traditionnels ?

Dans une méta-analyse de 2013, Sarkis-Onofre et Al. ont regroupé pas moins de vingt-deux études afin de les analyser. Ces études testaient les forces d'adhérences après cimentation d'un tenon fibré.

Ils ont conclu que les ciments auto-adhésifs étaient à favoriser même si de nombreux risques de biais existaient. Pour eux, cela s'explique par :

- La réaction chimique décrite ci-dessus ;
- Une réaction de polymérisation moindre pour ces nouveaux ciments, donc des valeurs de stress moins élevées ;
- Un non-besoin d'évaporation correcte de solvant, ni d'évacuation d'excès d'adhésif ;
- Une tolérance à l'humidité plus élevée ;
- Un non-dépôt de phosphates de calcium (créé par des adhésifs automordants puissants) sur la dentine qui ne sont pas rincés et qui sont très instables dans un environnement aqueux ;
- Un non besoin d'une photopolymérisation dans les zones apicales [98].

Dans cette étude, ils retrouvaient de meilleures valeurs si le ciment était apposé directement sur le tenon ou dans la cavité plutôt que sur les deux simultanément.

De plus, Soares et coll. dans une étude de 2019, avancent que ce n'est plus l'infiltration des tubulis et l'hybridation avec la dentine qui seraient importants dans la force de liaison mais plus les interactions chimiques entre la colle et la dentine [99].

B. Aptitude au collage des différents matériaux

Comme vu précédemment, dès que le collage est possible, il est à privilégier. Cela est réalisable dès que la situation clinique permet de poser la digue et que les conditions sont réunies pour avoir une bonne isolation.

Quand l'utilisation de la digue est délicate, la bonne tolérance à l'humidité des colles auto-adhésives permet de coller un inlay-core lorsque les fluides sont contrôlés sans le champ opératoire.

Mais qu'en est-il de l'aptitude au collage de ces nouveaux biomatériaux ?

a) La zircone

La zircone est une céramique polycristalline, céramique exempte de phase vitreuse. De ce fait, elle n'est pas affectée par un traitement de surface préalable comme un mordantage par un acide fort tel que l'acide fluorhydrique [100].

De plus, sa faible teneur en dioxyde de silicium ne permet pas d'utiliser un silane, profitable aux autres céramiques dans les procédures de collage.

Le collage de la zircone est considéré comme très difficile. Il est néanmoins possible en utilisant des résines adhésives contenant du 10-MDP. Le collage avec colles auto-adhésives reste une solution, cependant la force de d'adhérence se rapproche de celle des ciments verres-ionomères modifiés par adjonction de résine [101].

b) Polymer Infiltrated Ceramic Network [102].

Pour rappel, Enamic® Vita™ est composée d'une part importante de céramique feldspathique infiltrée dans un réseau de polymères.

Son aptitude au collage est donc excellente. Elle nécessite une application de silane après mordantage à l'acide fluorydrique pendant 60 secondes.

Il est admis que Enamic® Vita™ a une aptitude au collage supérieure aux autres blocs céramiques pour CFAO. Cette constatation s'explique par le réseau de polymères dans sa structure.

c) Resin Nano Ceramic [102].

En raison de la teneur en nanomères de zircone dans la nanocéramique de résine, le mordantage à l'acide fluorydrique n'est pas recommandé par le fabricant.

Cependant, en raison de la microstructure du Lava™ Ultimate le sablage et l'application de silane augmenteraient la force de liaison qui demeure moindre que pour l' Enamic® Vita™.

d) Le PEKK.

Dans une étude de 2014, Fuhrmann et coll [103]. préconisent un revêtement préalable de silice, ainsi qu'une application ultérieure de deux primaires adhésifs à savoir :

- ✓ Primaire universel (Monobond plus) : permettait une liaison chimique supplémentaire avec les particules de silices.
- ✓ Primaire adhésif (Luxatemp Glaze & Bond) : qui contient des méthacrylates multifonctionnels, pénétrant les espaces de la surface sans silices et fournissant un verrouillage micromécanique.

Cette combinaison permettrait de fournir les plus hautes valeurs de force de liaison des différents PEEK sur le marché.

e) La résine époxy renforcée aux fibres de verre.

Ce matériau est à base de composite. Utilisé avec des colles à base de résine, il favorise l'adhésion aux parois dentinaires.

Dans l'étude de Falcao Spina et coll. il avait des propriétés adhésives adéquates permettant de créer une unité adhésive inlay-core / dent / couronne [42].

D'après le fabricant, le collage du Numerys GF se fait par application successive d'un silane puis d'un adhésif. Une colle auto-adhésive est ensuite utilisée.

V. L'évolution des techniques de réalisation : la CFAO

A. Les différentes techniques de réalisation

Il existe différentes solutions décrites dans la littérature pour la fabrication d'inlay-cores par CFAO.

Elles peuvent être partiellement numériques en combinant une méthode conventionnelle et une méthode numérique :

- Numérisation extra-orale d'un inlay-core réalisé au fauteuil en résine acrylique.
- Numérisation extra-orale d'une empreinte physique en silicone.

Mais depuis peu des solutions entièrement numériques ont vu le jour avec :

- Empreinte numérique directe de l'emplacement de l'inlay-core avec des caméras possédant une profondeur de champ suffisante.
- Empreinte numérique utilisant un tuteur calibré ou scan-post.

1. **CFAO indirecte et scannage au laboratoire d'un inlay-core réalisé en technique directe.**

La CFAO indirecte est connue depuis les années 1990. Elle permet au prothésiste de s'affranchir des techniques conventionnelles et d'utiliser le numérique dans la conception des prothèses dentaires.

Cas clinique présenté par le Dr Galgali et coll. [104].

Dans ce cas de figure, après préparation et forage de la dent, le praticien réalise un inlay-core en technique directe grâce à de la résine traditionnelle, les étapes cliniques conventionnelles étant inchangées (**fig 39, 40,41**).

C'est au laboratoire de prothèse que la pièce en résine est scannée grâce à un scanner extra-oral de laboratoire (**fig 42,43**).

Après usinage de la pièce, le praticien la reçoit et est en mesure de la coller à la séance suivante (**fig 44**).

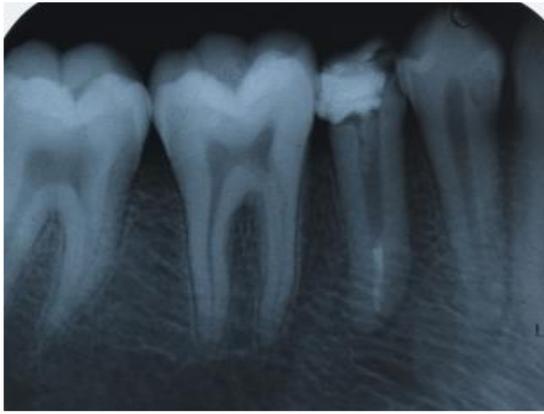


Figure 37 - Radiographie rétroalvéolaire centrée sur la 35 après préparation et forage .



Figure 38 - Photographie intrabuccale centrée sur la 35 après confection de l'inlay-core en résine [104].



Figure 39 - Photographie de l'inlay-core en résine [104].



Figure 40 - Scannage de l'inlay-core grâce au scanner extra-oral de laboratoire [104].



Figure 41 - Photographie de l'inlay-core usiné en PEEK [104].



Figure 42 - Photographie centrée sur la 35 après collage de l'inlay-core [104].

2. Scannage d'une empreinte physique

Pour cette technique, les étapes sont les mêmes que celles vues précédemment hormis le fait que le logement canalaire est enregistré à l'aide d'une empreinte en silicone.

C'est au laboratoire que cette empreinte est scannée grâce à un scanner extra-oral de laboratoire (fig 45, 46) [63].

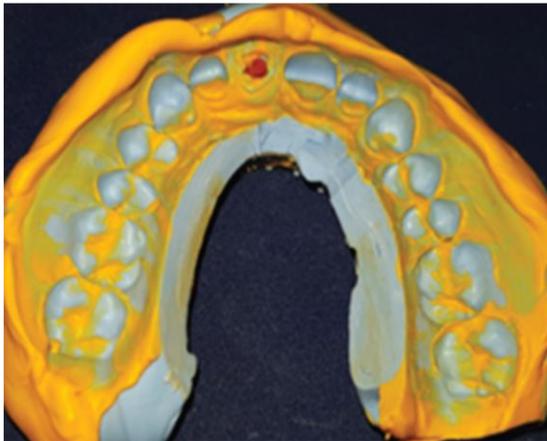


Figure 43 - Empreinte au silicone pour inlay-core sur la dent 21 [63].

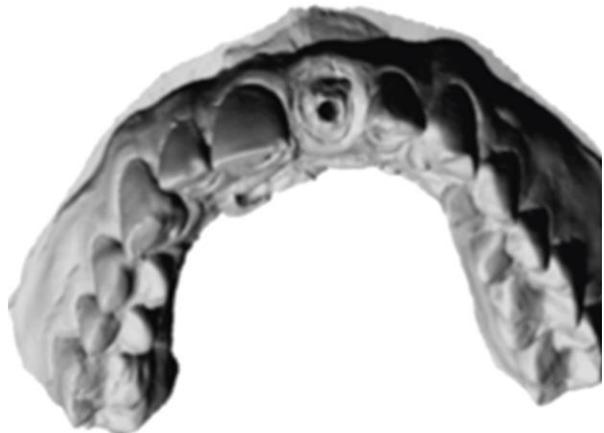


Figure 44 - Empreinte numérisée par un scanner extra-oral de laboratoire [63].

3. Empreinte numérique sans scan-post ou empreinte anatomique.

Cette technique nécessite des caméras qui possèdent une profondeur de champ suffisante.

A l'heure actuelle, c'est la caméra CEREC Primescan™ de chez Dentsply Sirona qui semble la plus à même de réaliser ce type d'empreinte. Les fabricants annoncent 20 mm de profondeur de champ permettant de scanner des zones profondes.

Pour les autres caméras, ce type d'empreinte est possible mais délicat. En effet, les manques à l'extrémité du logement canalaire sont fréquents, rendant l'empreinte approximative. Il faut alors passer par l'utilisation d'un tuteur calibré ou scan-post.

Le canal doit être large, assez court et bien visible. La dent doit être facilement accessible pour pouvoir tourner autour et enregistrer le maximum de tissus. Ce type d'empreinte est rarement adapté à la confection d'inlay-core mais plutôt à celle d'endocouronne car pour la plupart des caméras, la limite actuelle de leur acquisition est l'enregistrement de la cavité camérale.

Cas clinique réalisé par le Dr Libonati et coll. du service dentaire d'urgence-restauration et d'endodontie de la Polyclinique universitaire de Tor Vergata [105].

Un homme de 55 ans se présente à la suite d'une perte de sa reconstitution sur la dent n°45.

Après avoir fait une radiographie rétro-alvéolaire (**fig 47**), il a été choisi de procéder à un retraitement endodontique de cette dent suivi d'une reconstitution par un inlay-core et une couronne.

Après le retraitement, la préparation coronaire et la mise de dépouille de la chambre sont effectuées. Il a été décidé, en corrélation avec une étude sur la capacité de la caméra Trios 3 de 3shape de scanner la profondeur de forage, de préparer le logement à une distance de 9 mm.

Une empreinte de l'arcade mandibulaire (**fig 48**) puis de l'arcade maxillaire a été effectuée. L'occlusion vestibulaire à gauche et à droite a ensuite été enregistrée.

Après le traitement des images et la conception assistée par ordinateur, l'inlay-core a été usiné dans un bloc de fibres de verre (Trilor Bioloren) (**fig 49**).

Après vérification de l'adaptation, la pièce prothétique a été collée (**fig 50**) en suivant le protocole suivant :

- Mordançage de la pièce prothétique à l'acide orthophosphorique à 37% ;
- Mise en place du silane (Monobond Plus Ivoclar Vivadent) sur la pièce prothétique ;
- Mordançage des tissus dentaires à l'acide orthophosphorique à 37% ;
- Mise en place de l'adhésif (Prime&Bond NT Denstply Sirona) sur la pièce prothétique et photopolymérisation.
- Mise en place de l'adhésif (Prime&Bond NT Denstply Sirona) sur les tissus dentaires et photopolymérisation.
- Mise en place de la colle duale (Precision Cement One, Dentalica) sur la pièce prothétique.
- Insertion de la pièce prothétique dans le logement canalaire, photopolymérisation et élimination des excès.

Une radiographie rétroalvéolaire de contrôle a été effectuée après collage (**fig 51**). Nous observons que la radio-opacité du matériau n'est pas adéquate mais bien compensée par l'agent de collage.

Une empreinte numérique est prise pour la couronne définitive, demandée en zircone et une couronne provisoire est scellée dans la séance.

Trois semaines plus tard, la couronne en zircone a été scellée avec un ciment phosphate de zinc (**fig 52**).

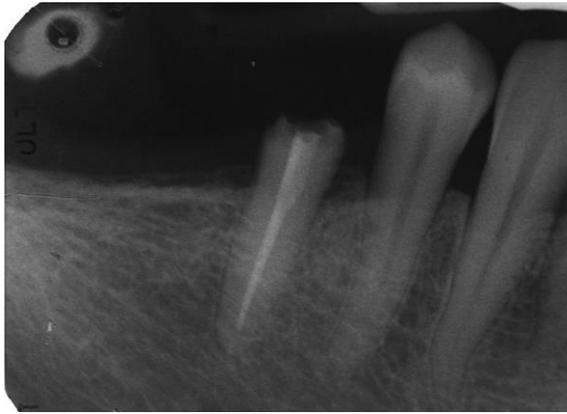


Figure 45 - Radiographie rétro-alvéolaire initiale centrée sur la 45 [105].

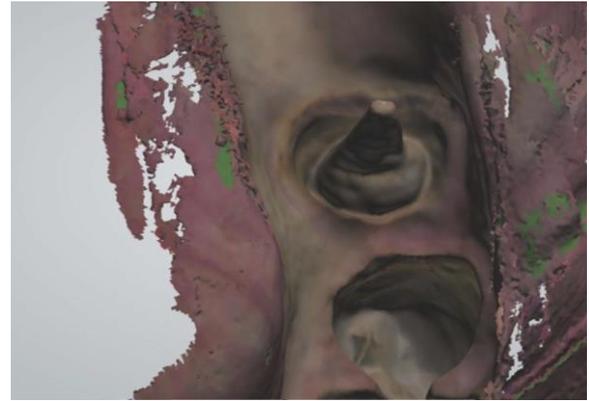


Figure 46 - Vue de l'empreinte anatomique du logement canalaire [105].



Figure 47 - Photographie de l'inlay-core [105].



Figure 48 - Photographie intrabuccale après collage de l'inlay-core [105].

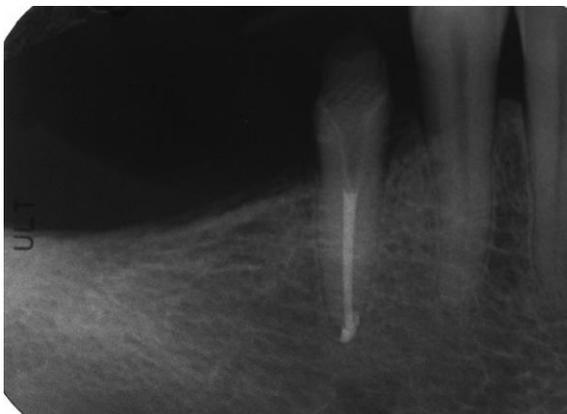


Figure 49 - Radiographie rétro-alvéolaire centrée sur la 45 après collage de l'inlay-core [105].



Figure 50 - Photographie intrabuccale après scellement de la couronne d'usage [105].

4. Empreinte numérique avec scan-post

Cette technique est la plus utilisée aujourd'hui par les praticiens qui utilisent l'empreinte numérique dans le cadre de réalisation d'inlay-cores. En effet, elle permet d'effectuer des empreintes plus précises en termes d'enregistrement du logement canalair.

C'est en 2013 que la société Danoise 3Shape présente le système de ScanPosts pour empreinte numérique d'inlay-core.

D'après le fabricant, ils sont applicables pour une utilisation clinique ainsi que pour une numérisation de modèle en laboratoire.

Cas clinique réalisé par le Dr PLE Benjamin.



Un homme de 40 ans se présente en urgence au cabinet du fait de la perte de sa couronne sur la deuxième prémolaire maxillaire gauche (dent n°25). La couronne a été rescellée provisoirement lors de la séance. La radiographie rétro-alvéolaire nous retransmet une dent sans atteinte du péri-apex, avec un traitement canalair satisfaisant et présentant un délabrement important (**fig 53**). Il est décidé de réaliser un inlay-core ainsi qu'une couronne.

*A noter que le patient a refusé de traiter la première prémolaire maxillaire gauche (dent n° 24) ainsi que la première molaire gauche (dent n°26) présentant, à la radiographie rétro-alvéolaire (**Fig53**), des images radio-claires d'atteinte du péri-apex. Ces dents sont, néanmoins, asymptomatiques.*

Les tissus coronaires restant sont cariés. La dent est donc curetée. La préparation coronoradiculaire et la mise de dépouille de la chambre pulpaire sont entreprises. Le canal palatin est préparé avec un foret Itena dentoclic de diamètre 1,2 mm (**fig 54**).

Ce cas ne permet donc pas de réaliser une empreinte numérique anatomique du fait du faible diamètre de la préparation canalaire. L'utilisation d'un tuteur calibré ou scan-post est indispensable (**fig 55**).

L'empreinte optique est alors effectuée en deux temps : en premier, la préparation coronaire sans le scan post et ensuite la même empreinte scan-post en place (**fig 56, 57, 58**). L'empreinte de l'arcade antagoniste ainsi que l'empreinte vestibulaire de l'occlusion s'en sont suivies.

La limite périphérique nécessaire à l'inlay-core est tracée secondairement en laissant une distance suffisante des bords de la dent, nécessaire aux limites périphériques de la future couronne (**fig 56**). Cette information, ainsi que le diamètre et la longueur du scanpost sont envoyés au laboratoire.

La couronne transitoire est alors réalisée et scellée avec du ciment de scellement provisoire (**fig 59**).

Dans ce cas, le praticien a demandé la livraison de l'inlay-core et de la couronne pour la semaine suivante. L'inlay-core est réalisé en Numerys GF d'Itena (**fig 60**) et collé avec une colle auto-adhésive (Total Cem de chez Itena) sous digue (**fig 61, 62**).

La couronne (en zircone) est ensuite scellée avec un CVI MAR (Fuji Plus® GC). (**fig 63**).

Une radiographie post-opératoire a finalement été prise afin de voir l'adaptation de la pièce prothétique. Seulement la radio-opacité très faible du matériau ne nous donne aucune indication (**Fig 64**).



Figure 51 - Radiographie rétro-alvéolaire centrée sur la dent n° 25.



Figure 52 - Photographie intrabuccale centrée sur la dent n°25 après préparation



Figure 53 - Photographie intrabuccale centrée sur la dent n°25 scanpost en place.



Figure 54 - Empreinte numérique de la préparation.



Figure 55 - Négatif de l'empreinte numérique montrant les manques après empreinte anatomique.

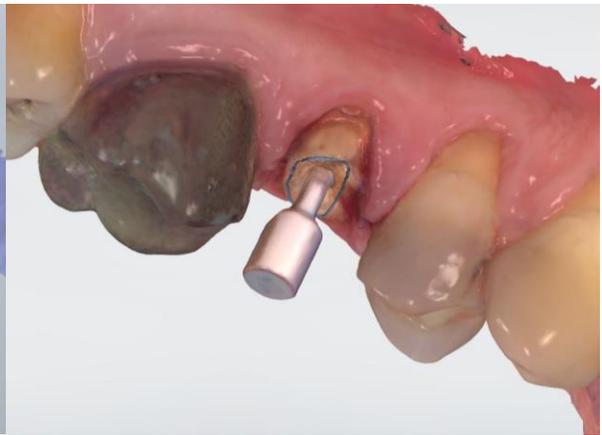


Figure 56 - Complément d'empreinte scan-post en place.



Figure 57 - Photographie intrabuccale centrée sur la dent n°25, couronne provisoire en place.



Figure 58 - Photographie de l'inlay-core sur le modèle imprimé.



Figure 59 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25 après mise en place du champ opératoire, induction de colle et insertion de la pièce dans le logement canalaire.



Figure 60 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25 après collage, élimination des excès et dépose du champ opératoire.



Figure 61 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25, couronne d'usage scellée.



Figure 62 - Radiographie post-opératoire centrée sur la dent n°25.

B. Avantages et inconvénients de la CFAO

L'empreinte est une source d'information que le praticien donne à son prothésiste. Les empreintes traditionnelles présentent des inconvénients et limites qui sont évités dans l'empreinte optique.

Les avantages de l'empreinte optique sont [106] :

- Un confort pour le praticien et le patient.
- Éviter les matériaux d'empreinte et leur manipulation (erreurs d'empreintes, désinfection, altération dans le temps, coulée...).
- Obtention de données précises et de résultats inaltérables par la suite.
- Peut être vérifiée, corrigée ou complétée à tout moment.
- Technique rapide.
- Envoi facile (internet) et réduction des coûts de livraison.

Les avantages de la CAO sont [24][107][43]:

- Éviter les erreurs dues au traitement de l'empreinte conventionnelle (coulée, réalisation des dies, mise en place d'un espaceur...)
- Conservation simplifiée de modèle virtuel.
- Précision de travail sur les logiciels dédiés (zoom, rotation, ajustement...)
- Meilleur contrôle des caractéristiques de restaurations (contrôle de l'épaisseur, de la forme, des caractéristiques marginales, des possibles contre-dépouilles, de l'occlusion de la restauration, ainsi que de l'épaisseur du ciment).
- Amélioration de l'adaptation aux parois canalaires.
- Rapidité.

Les avantages de la FAO [108]:

- CFAO permet l'usinage d'une large gamme de matériaux :
 - Métaux
 - Résine de laboratoire
 - Vitrocéramique
 - Zircon stabilisée à l'oxyde d'Yttrium
 - Les céramiques infiltrées de polymères.
 - Les matériaux à base de fibres de verre.
- Usinage des blocs céramiques permet une plus grande fiabilité structurelle (moins de défaut dans la masse du matériau).
- Les matériaux utilisés pour la CFAO ont de meilleures propriétés mécaniques que les matériaux dits « classiques ».
- Possibilité de faire l'inlay-core et la couronne en un rendez-vous dans la même journée dans le cas de CFAO direct : rapidité.
- Traçabilité des matériaux.
- Protocoles reproductibles.

Mais notons que la CFAO est apparue depuis peu et présente encore un certain nombre d'inconvénients pouvant contre-indiquer son utilisation :

- Empreinte optique irréalisable en milieu humide, en infra-gingival ou lorsque le logement canalaire est trop profond.
- Nécessité d'une courbe d'apprentissage pour la réalisation de bonnes empreintes optiques.
- L'occlusion devant des cas complexes est mieux gérée par l'utilisation d'un articulateur physique.
- L'usinage de certains matériaux est complexe et nécessite des outils puissants (comme pour la zircone).
- Le coût du matériel.

VI. Conclusion

La confection d'inlay-core fait encore partie de l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste à l'heure actuelle. Cependant, c'est une technique qui manque de clarté malgré les nombreuses études disponibles.

Du fait de la fragilité de la dent dépulpée et de la pluralité de biomatériaux proposés, la prise de décision est alors difficile et les nombreux facteurs considérés afin de parvenir à un succès clinique peuvent être mal connus ou mal compris.

Les nouveaux blocs usinables en PICN, en RNC, en PEKK ou en résine époxy renforcée de fibres de verre semblent pouvoir se distinguer comme des alternatives sérieuses aux alliages métalliques tant sur le plan biomécanique, avec un module d'élasticité se rapprochant de celui de la dentine, que sur le plan biologique et esthétique avec des qualités optiques améliorées.

Cependant, le manque d'études in vitro mais surtout in vivo, sur la survie à court, moyen ou long terme, ne permet pas de conclure de manière certaine sur la longévité de ces matériaux. Il y a donc une nécessité d'approfondir et de poursuivre les études dans les années à venir.

De plus, les systèmes de collage en un temps semblent représenter un avenir prometteur dans le collage des inlay-cores ou des restaurations par matériau inséré en phase plastique en s'affranchissant des procédures cliniques longues propices aux erreurs de manipulation.

Enfin, nous pouvons dire que la CFAO a révolutionné la pratique du chirurgien-dentiste grâce à son utilisation agréable pour le praticien comme pour le patient. Les coûts du matériel diminuant, elle va prendre une place de plus en plus importante dans notre pratique, c'est pourquoi il est intéressant de comprendre son fonctionnement pour toutes les générations de cliniciens.

Références bibliographiques

1. Laplanche O, Leforestier E. Les reconstitutions corono-radiculaires : principes généraux et critères de décision. *Strat Prothétique*. 2008;8:14.
2. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent*. 2007;35:50–8.
3. M. Kurtzman G. Restauration de dents traitées endodontiquement : un abord sous l'angle technique. *Dent Tribute*. 2015;3:48–54.
4. M. Kurtzman G. Restoration of endodontic teeth : An engineering perspective. *Int Dent - Afr Ed*. 2014;5:58–68.
5. Altshul JH, Marshall G, Morgan LA, Baumgartner JC. Comparison of dentinal crack incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. *J Endod*. 1997;23:683–6.
6. Couvrechel C, Bronnec F, Caron G, Schaeffer G. Procédures de réintervention pour la dépose des restaurations coronoradiculaires des dents déulpées. *Réal Clin*. 2011;22:73–84.
7. Marchi GM, Mitsui FHO, Cavalcanti AN. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *Int Endod J*. 2008;41:969–76.
8. Klein C. La dépose des reconstitutions corono-radiculaires. Université de Lorraine; 2017.
9. Cheylan J-M, Archien C. BIOCOMPATIBILITÉ DES MÉTAUX, ALLIAGES ET CÉRAMIQUES DENTAIRES. 2005;16:169–85.
10. Beaufile S, Pierron P, Millet P. L'allergie aux alliages dentaires non précieux : données de la littérature et solutions actuelles. *Actual Odonto-Stomatol*. 2016;5.
11. Grosogeat B. Alliages dentaires cobalt-chrome : compatibilité entre le cadre réglementaire européen et la convention nationale ? *Biomatériaux Clin*. 2021;104–7.
12. Règlement (UE) 2017/745 du Parlement européen et du Conseil du 5 avril 2017 relatif aux dispositifs médicaux, modifiant la directive 2001/83/CE, le règlement (CE) n° 178/2002 et le règlement (CE) n° 1223/2009 et abrogeant les directives du Conseil 90/385/CEE et 93/42/CEE (Texte présentant de l'intérêt pour l'EEE.) [Internet]. OJ L Apr 5, 2017. Available from: <http://data.europa.eu/eli/reg/2017/745/oj/fra>
13. Gonthier S, Desreumaux M. Influences esthétiques des reconstitutions corono-radiculaires. *Réal Clin*. 2003;14:443–56.
14. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent*. 1997;77:464–70.
15. Bonte E, François P, Bouqlila S. Les matériaux « esthétiques » du cabinet dentaire. *Prof Assist Dent*. 2016;26–33.

16. Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti PG. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont.* 2001;14:9–14.
17. Michalakis KX, Hirayama H, Sfolkos J, Sfolkos K. Light transmission of posts and cores used for the anterior esthetic region. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24:462–9.
18. A. M. Varvară, C. Gasparik, Culic B, E. Varvară GF, C. Bondor, Culic B, et al. Radiopacity analysis of some chairside computer-aided design-computer-aided manufacturing milling materials. *Stud Univ Babeş-Bolyai Chem.* 2019;64:161–72.
19. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015;e495–500.
20. Jaju PP, Jain M, Singh A, Gupta A. Artefacts in cone beam CT. *Open J Stomatol.* 2013;03:292–7.
21. BELLAÏCHE N. Qualité d'image et artéfacts en cone beam. *Dent Tribute - Édition Fr.* 2014;12–4.
22. Chockattu SJ, Suryakant DB, Thakur S. Unwanted effects due to interactions between dental materials and magnetic resonance imaging: a review of the literature. *Restor Dent Endod.* 2018;43:e39.
23. Fang Y, Xin L, Qingyun M, Lu W, Ye S. [Effect of oral alloy post and core on magnetic resonance imaging]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi West China J Stomatol.* 2014;32:588–91.
24. de Andrade G, Tribst J, Dal Piva A, Bottino M, Borges A, Valandro L, et al. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent.* 2019;0–0.
25. Dong Y, Qi L, Li J, Chen I-W. A computational study of yttria-stabilized zirconia: II. Cation diffusion. *Acta Mater.* 2017;126:438–50.
26. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1–25.
27. Department of Physics, Chemistry and Biology, Thin Film Physics, Linköping University, Sönderby S. Yttria-Stabilized Zirconia and Gadolinia-Doped Ceria Thin Films for Fuel Cell Applications [Internet]. Linköping University Electronic Press; 2014 [cited 2022 Feb 1]. Available from: <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:liu:diva-102513>
28. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. *Strat Prothétique.* 2006;6:55–65.
29. Godvaišas O, Žekonis G, Merkevičiūtė L. Biomechanical Behavior of Zirconia Post and Core In vitro: a Systematic Review. *Int J Innov Educ Res.* 2020;8:294–303.
30. Alkhatri R, Saleh ARM, Kheder W. Impact of post and core materials on the apical extension of root fracture in root canal treated teeth. *J Mater Res Technol.* 2021;10:730–7.
31. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J.* 2010;29:233–45.

32. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2009;4:130–51.
33. Alves MFRP, Abreu LG, Klippel GGP, Santos C, Strecker K. Mechanical properties and translucency of a multi-layered zirconia with color gradient for dental applications. *Ceram Int.* 2021;47:301–9.
34. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, et al. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46:362.
35. Kaval ME, Akin H, Guneri P. Radiopacity of Esthetic Post Materials: Evaluation with Digital Analysis Technique. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2017;26:455–9.
36. Lee J-H. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent.* 2018;120:186–9.
37. Margossion P, Laborde G. *Restauration céramo-céramique.* EMC Elsevier Massion SAS Paris. 2007;23.
38. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. 3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings - comparison with spacer design settings. *Int J Comput Dent.* 2016;19:27–43.
39. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32:34–42.
40. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent AI.* 2018;30:281–6.
41. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114:587–93.
42. Falcão Spina DR, Goulart da Costa R, Farias IC, da Cunha LG, Ritter AV, Gonzaga CC, et al. CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths. *Am J Dent.* 2017;30:299–304.
43. Alkhatri R, Saleh ARM, Kheder W. Evaluating Fracture Resistance And Failure Modes Of Root Filled Teeth Restored With CAD/CAM-Fabricated Post And Core. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2019;Volume 11:349–55.
44. Duarte S, Sartori N, Phark J-H. Ceramic-Reinforced Polymers: CAD/CAM Hybrid Restorative Materials. *Curr Oral Health Rep.* 2016;3:198–202.
45. Pulgar R, Lucena C, Espinar C, Pecho OE, Ruiz-López J, Della Bona A, et al. Optical and colorimetric evaluation of a multi-color polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2019;35:e131–9.
46. Saxena P, Pant A, Gupta S, Pant V. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int.* 2012;19:225.
47. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure Polymerized Resin-infiltrated Ceramic Networks. *J Dent Res.* 2014;93:62–7.

48. Tassin M, Bonte E, Loison-Robert LS, Nassif A, Berbar T, Le Goff S, et al. Effects of High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks on Oral Stem Cells. Papaccio G, editor. PLOS ONE. 2016;11:e0155450.
49. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials*. 2013;34:4555–63.
50. Grenade C, De Pauw-Gillet M-C, Gailly P, Vanheusden A, Mainjot A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dent Mater*. 2016;32:1152–64.
51. Atala MH, Atala N, Yeğın E, Bayrak S. Comparison of radiopacity of current restorative CAD/CAM blocks with digital radiography. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31:88–92.
52. Erzurumlu ZU, Sagirkaya CE, Erzurumlu K. Evaluation of radiopacities of CAD/CAM restorative materials and resin cements by digital radiography. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2021 [cited 2021 May 13]; Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00784-021-03875-y>
53. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017;33:84–98.
54. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2010;103:369–79.
55. Teixeira K, Duque T, Maia H, Gonçalves T. Fracture Resistance and Failure Mode of Custom-made Post-and-cores of Polyetheretherketone and Nano-ceramic Composite. *Oper Dent*. 2020;45:506–15.
56. 3M ESPE. Lava™ UltimateCAD/CAM Restorative - Technical Product Profile. 2011;
57. 3M ESPE. Lava™ Ultimate Inlay/Onlay – GUIDE D’UTILISATION ÉTAPE PAR ÉTAPE. 2015.
58. Scelza MZ, Caldas IP, Mattos JM de, Oliveira F, Carvalho W, Alves GG. In Vitro Analysis of the Cytotoxicity of Indirect Restorative Materials. *Braz Dent J*. 2018;29:507–12.
59. Ortega-Martínez J, Farré-Lladós M, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J. Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. A literature review. *Med Res Arch* [Internet]. 2017 [cited 2021 May 26];5. Available from: <http://journals.ke-i.org/index.php/mra/article/view/1209>
60. Fuzessery S. Polyaryléthercétones PAEK. Ed Tech L’ingénieur. 1995; [cited 2021 May 13] Available from: <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/matieres-thermoplastiques-monographies-42147210/polyarylethercetones-paek-a3395/>
61. Ambrosini P. Doit-on considérer le PEEK comme une alternative en implantologie orale ? [Internet]. *Inf. Dent*. [cited 2022 Feb 3]. Available from: <https://www.information-dentaire.fr/formations/doit-on-considerer-le-peek-comme-une-alternative-en-implantologie-orale/>

62. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AU, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res.* 2021;28:87–95.
63. Tiwari A, Sethuraman R, Patel V. Computer-aided Design Computer-aided Manufacturing Fabricated Polyetheretherketone Post and Core Restoration. *Int J Prev Clin Dent Res.* 2018;58;5(1):182-1.
64. Lee K-S, Shin J-H, Kim J-E, Kim J-H, Lee W-C, Shin S-W, et al. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *BioMed Res Int.* 2017;2017:1–9.
65. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JCM, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4V structures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;54:123–30.
66. Danze J-M. Le monde dentaire. *Eur Dent Mag.* 2002;114.
67. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2015;31:1377–84.
68. Zoidis P. The Use of Modified Polyetheretherketone Post and Core for an Esthetic Lithium Disilicate Anterior Ceramic Restoration: A Clinical Report. *Int J Prosthodont.* 2021;120–5.
69. Attia MA, Shokry TE. Effect of different fabrication techniques on the marginal precision of polyetheretherketone single-crown copings. *J Prosthet Dent.* 2020;124:565.e1-565.e7.
70. Itena CP. Numerys GF - White Paper. 2019.
71. GABELOUT M, BERTOLINO N. Les tenons fibrés DENTOCCLIC : la solution d’ancrage coronoradiculaire idéale pour des restaurations esthétiques de qualités. *ITENA Clinical.* 2018.
72. Dyer S. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater.* 2004;20:947–55.
73. Sowmya M, Varma K M, Satish R K, Manthena SRK, Dinesh J S, Kumar PA. Fiber-reinforced composites in endodontic practice: a review. *Int J Dent Mater.* 2020;02:122–34.
74. Jacob GC, Starbuck JM, Fellers JF, Simunovic S. Effect of fiber volume fraction, fiber length and fiber tow size on the energy absorption of chopped carbon fiber-polymer composites. *Polym Compos.* 2005;26:293–305.
75. Duminil G. Les restaurations coronoradiculaires indirectes par technique CFAO. *Inf Dent.* 2019;16–22.
76. Schwartz R, Robbins J. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. *J Endod.* 2004;30:289–301.
77. Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont.* 1998;11:558–64.

78. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod.* 2003;29:125–31.
79. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997;78:10–4.
80. Li L, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin H, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl).* 2006;119:305–11.
81. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod.* 1998;24:703–8.
82. Mitchell CA. Selection of Materials for Post Cementation. *Dent Update.* 2000;27:350–4.
83. Mitchell CA, Douglas WH, Cheng Y-S. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater.* 1999;15:7–13.
84. McBain JW, Hopkins DG. On Adhesives and Adhesive Action. *J Phys Chem.* 1925;29:188–204.
85. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 2004;83:454–8.
86. Bataillon-Linez P, Linez M, Deveaux étienne. Les RMIPP à tenons fibrés : quand, pourquoi, comment ? *Rev Odontostomatol (Paris).* 2010;187–209.
87. Gendrel AO, Allart Y, Lehmann N, Sangare A. Collage en odontologie. EMC [28-425-C-10]. 2016;
88. Marques EF, Bueno CE da S, Veloso HHP, Almeida G, Pinheiro SL. Influence of instrumentation techniques and irrigating solutions on bond strength of glass fiber posts to root dentin. *Gen Dent.* 2014;62:50–3.
89. Hayashi M, Takahashi Y, Hirai M, Iwami Y, Imazato S, Ebisu S. Effect of endodontic irrigation on bonding of resin cement to radicular dentin. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:70–6.
90. AlEisa K, Al-Dwairi ZN, Lynch E, Lynch CD. In vitro evaluation of the effect of different endodontic sealers on retentive strength of fiber posts. *Oper Dent.* 2013;38:539–44.
91. Moazzami SM, Kazemi R, Alami M, Attaran E, Mehhary M, Sarmad M, et al. Light Conduction Capability of Different Light-Transmitting FRC Posts. *J Dent Mater Tech [Internet].* 2012 [cited 2021 Oct 19];1. Available from: <https://doi.org/10.22038/jdmt.2013.92>
92. Gomes G, Gomes O, Reis A, Gomes J, Loguercio A, Calixto A. Effect of Operator Experience on the Outcome of Fiber Post Cementation With Different Resin Cements. *Oper Dent.* 2013;38:555–64.
93. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of polymerization mode and C-factor on cohesive strength of dual-cured resin cements. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2012;28:722–8.
94. Breschi L, Mazzoni A, De Stefano Dorigo E, Ferrari M. Adhesion to Intraradicular Dentin: A Review. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23:1053–83.

95. Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review. *J Adhes Dent.* 2008;10:251–8.
96. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations: SELF-ADHESIVE CEMENTS. *J Oral Rehabil.* 2011;38:295–314.
97. 3M ESPE product profile ; RelyX Unicem.
98. Sarkis-Onofre R, Skupien J, Cenci M, Moraes R, Pereira-Cenci T. The Role of Resin Cement on Bond Strength of Glass-fiber Posts Luted Into Root Canals: A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies. *Oper Dent.* 2014;39:E31–44.
99. Soares AP, Bitter K, Lagrange A, Rack A, Shemesh H, Zaslansky P. Gaps at the interface between dentine and self-adhesive resin cement in post-endodontic restorations quantified in 3D by phase contrast-enhanced micro-CT. *Int Endod J.* 2020;53:392–402.
100. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2016;115:9–19.
101. Lehmann N. Collage des restaurations adhésives. Quels traitements de surface des pièces prothétiques ? *Inf Dent.* 2021;38–41.
102. Cinar S, Altan B, Akgungor G. Comparison of Bond Strength of Monolithic CAD-CAM Materials to Resin Cement Using Different Surface Treatment Methods. *J Adv Oral Res.* 2019;10:120–7.
103. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30:357–63.
104. Galgali DrNR, Dange DrSP, Mahale DrKM, Khalikar DrSA. A novel approach of restoring endodontically treated tooth by using cad-cam milled peek post and core system: A case report. *Int J Appl Dent Sci.* 2021;7:09–13.
105. Libonati A, Di Taranto V, Gallusi G, Montemurro E, Campanella V. CAD/CAM Customized Glass Fiber Post and Core With Digital Intraoral Impression: A Case Report. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2020;Volume 12:17–24.
106. Soenen A, Pia JP, D’Incau E. Empreinte conventionnelle versus empreinte optique pour restaurations céramo-céramiques. *Inf Dent.* 2015; 97(29):49-54;
107. Soygun K. The Customized Forming of the Applied Post-Core System: Case Reports. *J Dent Probl Solut.* 2016;031–4.
108. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res.* 2014;93:1232–4.

Table des illustrations

Figure 1 – Répartition des contraintes d'un inlay-core métallique à haut module d'élasticité sur la racine dentaire (4).....	16
Figure 2 - Nécrose parodontale suite à un échauffement dû aux ultra-sons (6).....	16
Figure 3 - Législation européenne sur les produits chimiques utilisés en odontologie (11).	21
Figure 4 - Dentine apparaissant corrodée et colorée par infiltration d'ions métallique (9).....	22
Figure 5 - Tatouage gingival provoqué par la couronne sur la dent n°36 (9).	22
Figure 6 - comportement de la lumière incidente sur la dent (15).....	23
Figure 7 - Transmission lumineuse à travers une dent reconstituée avec un inlay-core en métal (gauche) et en zircone (droite) et une couronne céramique (17).	25
Figure 8- radiographie d'un inlay-core métallique sur une prémolaire (6).	26
Figure 9 - Artéfact au scanner (crête alvéolaire perdue) et au cone beam (très atténué) (21).	27
Figure 10 - Inlay-core en chrome-cobalt sur une IRM (23).	27
Figure 11 - Formule chimique des trois phases de la zircone suivant l'évolution de la température (25).	29
Figure 12 - Zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium (27).	30
Figure 13- Représentation schématique de la masse multicouche 3Y-TZP (33).....	32
Figure 14 – Inlay-core en zircone et la radiographie post-opératoire (36)	33
Figure 15 – Absence d'interférence lors d'IRM facial pour un inlay-core en zircone (23).....	33
Figure 16 : Différence de composition entre l'In Ceram (a) et l'Enamic (b) (39).	35
Figure 17 - Résistance à la flexion, module d'élasticité, module de résilience et rugosité des bords de la marge de différents matériaux de résine-céramiques (41).	36
Figure 18 - : représentation des modes de rupture avec le PICN (43).....	38
Figure 19 : Inlay-core en PICN à gauche et en métal à droite (43).	38
Figure 20 - Radio-opacité du VITA Enamic (entourée) comparée à celle des tissus dentaires (51).	40
Figure 21 - Images MEB à deux grossissements (côte à côte) de la microstructure Lava Ultimate (53).	42
Figure 22 - Exemple de fractures dites « catastrophiques » pour le PEKK (G1), le Lava ultimate (G2), le métal (G3) et le composite à tenon (G4) (55).	44
Figure 23 - Les différentes teintes classées selon le guide classique des teintes VITAPAN® (57). ...	45
Figure 24 - Radio-opacité du LAVA ultimate (entourée) comparée à celle des tissus dentaires (51).	46
Figure 25 - Formule chimique du PEKK (60).....	48
Figure 26 - Distribution des contraintes le long du tenon (63).....	49
Figure 27 - Inlay-cores fait de PEKK (G1), Lava Ultimate (G2), métal (G3) et composite nano-hybride renforcé de fibres de verre (G4) (55).	49
Figure 28 – Inlay-core réalisé en PEEK et sa radiographie post-opératoire (67).	51
Figure 29 : Rapport fibres de verre / matrice (70).	53
Figure 30 : Différentes orientations possibles des fibres au sein de la matrice (72).	55
Figure 31 : Fracture de l'inlay-core dans la partie coronaire sans implication radiculaire montrant le détachement des fibres (a) et image MEB confirmant le détachement des fibres (b) (42).	56
Figure 32 : Radio-opacité du Numerys GF comparé au titane et au tenon Dentoclic (69).....	57
Figure 33 : Inlay-core en Numerys GF (droite) et le contrôle de son adaptation par radiographie (gauche) (74).	57
Figure 34 - Composition de RelyX Unicem (96).	63

Figure 35 - Représentation schématique du mécanisme d'adhésion et de la réaction de neutralisation de la résine universelle auto-adhésive RelyX Unicem (96).....	64
Figure 36 – Mécanismes de réaction de la résine universelle auto-adhésive RelyX Unicem (96)....	65
Figure 39 - Radiographie rétroalvéolaire centrée sur la 35 après préparation et forage	69
Figure 38 - Photographie intrabuccale centrée sur la 35 après confection de l'inlay-core en résine (103).....	69
Figure 39 - Photographie de l'inlay-core en résine (103).....	69
Figure 40 - Scannage de l'inlay-core grâce au scanner extra-oral de laboratoire (103).....	69
Figure 41 - Photographie de l'inlay-core usiné en PEEK (103).....	69
Figure 42 - Photographie centrée sur la 35 après collage de l'inlay-core (103).....	69
Figure 43 - Empreinte au silicone pour inlay-core sur la dent 21 (62).....	70
Figure 44 - Empreinte numérisée par un scanner extra-oral de laboratoire (62).....	70
Figure 45 - Radiographie rétro-alvéolaire initiale centrée sur la 45 (104).....	72
Figure 46 - Vue de l'empreinte anatomique du logement canalaire (104).....	72
Figure 47 - Photographie de l'inlay-core (104).....	72
Figure 48 - Photographie intrabuccale après collage de l'inlay-core (104).....	72
Figure 49 - Radiographie rétro-alvéolaire centrée sur la 45 après collage de l'inlay-core (104).....	72
Figure 50 - Photographie intrabuccale après scellement de la couronne d'usage (104).....	72
Figure 51 - Radiographie rétro-alvéolaire centrée sur la 25.....	74
Figure 52 - Photographie intrabuccale centrée sur la 25 après préparation.....	74
Figure 53 - Photographie intrabuccale centrée sur la 25 scanpost en place.....	75
Figure 54 - Empreinte numérique de la préparation.....	75
Figure 55 - Négatif de l'empreinte numérique montrant les manques après empreinte anatomique.....	75
Figure 56 - Complément d'empreinte scan-post en place.....	75
Figure 57 - Photographie intrabuccale centrée sur la 25, couronne provisoire en place.....	75
Figure 58 - Photographie de l'inlay-core sur le modèle imprimé.....	75
Figure 59 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25 après mise en place du champ opératoire, induction de colle et insertion de la pièce dans le logement canalaire.....	76
Figure 60 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25 après collage, élimination des excès et dépose du champ opératoire.....	76
Figure 61 - Photographie intra-buccale centrée sur la dent n°25, couronne d'usage scellée.....	76
Figure 62 - Radiographie post-opératoire centrée sur la dent n°25.....	76

Tableaux

Tableau 1 - Résumé des différentes caractéristiques mécaniques de la zircone.	30
Tableau 2 - Résumé des caractéristiques mécaniques d'Enamic® Vita™.	37
Tableau 3 - Résumé des caractéristiques mécaniques du Lava Ultimate.	42
Tableau 4 - Résumé des caractéristiques mécaniques du PEKK et du CRF-PEKK.	48
Tableau 5 - Résumé des caractéristiques mécaniques du Numerys GF.	55

Inlay-cores : Matériaux et techniques en 2022 / **Raphaël DZIKOWSKI**. - p. 90 :
ill. 62; réf. 108.

Domaines : Prothèse fixe, biomatériaux

Mots clés Libres : Inlay-core, biomatériaux, CFAO.

Résumé de la thèse en français

La restauration des dents délabrées, traitées par endodontie est une problématique ancienne et connue. Lorsque les reconstitutions par matériaux insérés en phase plastique ne sont plus indiquées, l'inlay-core trouve encore toute sa place dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste.

Mais depuis longtemps, les alliages métalliques sont utilisés pour la réalisation de ces pièces prothétiques, pouvant occasionner des problèmes d'ordre mécanique, esthétique, biologique ou radiologique.

Depuis quelques années, avec l'avènement des systèmes CFAO, les industriels ont développé de nouveaux biomatériaux aux propriétés plus proches de celles de l'organe dentaire et plus particulièrement de la dentine, dans ce cas précis. Cependant, peu de matériaux ont été présentés pour la fabrication d'inlay-cores. C'est pourquoi, certains universitaires ont décidé de mener des études quant aux comportements de ces matériaux lorsqu'ils sont utilisés pour la réalisation d'inlay-cores.

De plus, les inlay-cores sont, le plus souvent, scellés du fait des mauvaises propriétés d'adhésion des alliages métalliques. Néanmoins, le collage des inlay-cores offre de nombreux avantages s'il est bien réalisé.

Pour finir, le numérique est maintenant disponible pour la conception et la fabrication de ces inlay-cores permettant de s'abstenir des méthodes conventionnelles, même si elles restent, dans certains cas, incontournables.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Pascal BEHIN.

Assesseurs : Monsieur le Docteur François DESCAMP.

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME.

Monsieur le Docteur Samy BENCHIKH.

Membres invités : Monsieur le Docteur Salim HAMOUCH.