

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE SANTE

ANNEE 2022

2022 TOU3 3014

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Kevin RAKOTOARIDINA

le 8 Février 2022

**RESISTANCE A LA FRACTURE DE RECONSTITUTIONS
CORONO-RADICULAIRES NON METALLIQUES COLLEES**

Directeur de thèse : Dr. NASR Karim et Dr. CANCEILL Thibault

JURY

Présidente :	Professeur NABET Catherine
1 ^{er} assesseur :	Docteur NASR Karim
2 ^{ème} assesseur :	Docteur CANCEILL Thibault
3 ^{ème} assesseur :	Docteur DELRIEU Julien



**Faculté de santé
ancienne Faculté
de Chirurgie Dentaire**

➔ **DIRECTION**

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT
Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

**MEMBRE DU DIRECTOIRE ADMINISTRATIF DE LA
FACULTE DE SANTE**

Mme Muriel VERDAGUER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

➔ **HONORARIAT**

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +
M. Jean-Philippe LODTER +
M. Gérard PALOUDIER
M. Michel SIXOU
M. Henri SOULET

CHARGÉS DE MISSION

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)
M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)
M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)
M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)
M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE
Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOÏRRIT-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY
Assistants : Mme Marion GUY-VERGER, Mme Alice BROUTIN (*associée*)
Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG
Assistants : Mme Isabelle ARAGON, M. Vincent VIDAL-ROSSET

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES
Assistante : Mme Géromine FOURNIER
Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Fabien BERLIOZ
M. Jean-Philippe GATIGNOL, Mme Carole KANJ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL
Assistants : Mme Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN
Adjoints d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,
Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY,
M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : M. Matthieu MINTY, Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET
GALY-CASSIT
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT, M. Ludovic PELLETIER
M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE,
Mme Lucie RAPP

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET
Mme Constance CUNY, M. Julien GRIFFE
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-
Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER,
M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND
M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONIOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES, Mme. Julie FRANKEL
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 01 février 2022

REMERCIEMENTS :

À **ma Maman**, merci pour tout l'amour que tu m'as donné et tout l'amour que tu me donnes encore aujourd'hui. J'ai vécu comme un prince, je n'ai manqué de rien et c'est en grandissant que je réalise tout ce que tu as fait pour moi afin que je vive dans le bonheur, l'insouciance et la joie. Tout ce que j'ai fait jusqu'aujourd'hui était pour te rendre fière et je continuerai parce que tu le mérites ! Je t'aime de tout mon cœur.

À **Tonton Fafa, Tata Emma, Laetitia, Elodie et Alexia**, merci pour votre amour, votre générosité et votre présence sans faille durant ces 25 ans. Vous avez été le repère qui m'a permis d'être qui je suis aujourd'hui. Je vous aime les Eaunois, Eaunoises et Eaunoisettes !

À **Mamie Nénée**, c'est parce que je t'aime beaucoup et que je ne veux que ton bien qu'il m'arrive parfois d'être un peu trop sévère avec toi. J'espère que tu ne m'en veux pas trop.

À **Tata Peta, Fina et Steve**, merci pour ces attentions, ces conseils avisés et ces retrouvailles familiales mémorables à la mer ou à Noël toujours pleines de surprises.

À **Tonton Kéké, Tata Claudia, Iony et Lili**, peut-être un peu loin des yeux mais très proche du cœur les Payaves !

À **Anthony**, mon petit frère de cœur, merci pour cette enfance remplie de Foot, de Dofus et d'High School Musical. Petit j'étais un modèle pour toi mais aujourd'hui c'est toi qui es une grande source d'inspiration pour moi.

À **Louis**, mon meilleur ami, de la 2^{nde} 4 du Caousou jusqu'à maintenant, on ne s'est pas quittés. Merci pour toutes ces découvertes, ces week-ends entiers devant l'ordi, ces très très longues et très très fréquentes conversations au téléphone à parler de tout et de rien : « 2 vraies meufs » comme on adore le dire. J'espère un jour te gagner au Bad, parce que se prendre encore des 11-Z même après tout ce temps : c'est chaud !

À **Martin**, le Binôme avec un « B » majuscule. Après ces quelques années je te connais tellement par cœur que je suis capable de savoir à quoi tu penses rien qu'à la façon dont tu respirez ou racles ta gorge ! Merci de m'avoir fait découvrir les livres dentaires à la BU, grâce à toi j'ai emprunté un nombre incalculable de livres que je n'ai jamais lus.

Aux Ploucs, Martin, Mathilde, Colas, Max, Manon Z, Manon U, Mehdi, Charles, Paul, Thomas Pierre et Alex, mon taux d'absentéisme aux soirées ploucs ne reflète pas l'immense amitié que j'éprouve pour vous ! Ces années d'études en dentaire ont été incroyables et c'est grâce à vous !

À **Tatie Lalao, Tonton Doda, Mamie Rachel, Tonton Fifi, Tatïe Lanto, Tatïe Hani, Tonton Luc, Fabrice et Jonathan** : Merci de m'avoir aimé et soutenu durant ces années.

À **Dr Amine et Dr Hobeillah**, merci de m'avoir donné l'envie d'exercer ce métier après mon stage de 3^{ème} dans votre cabinet.

À **Brigitte et Christophe**, merci pour ces bons moments passés au labo.

À **Sabine, Selma et Mathieu**, merci pour vos précieux conseils sans lesquels je ne serais peut-être pas là à vous écrire ces mots aujourd'hui.

À **Dr Belot**, qui m'a fait confiance pour mon premier remplacement.

À **Dr Pogeant, Dr Gachie-Lecamp, Dr Gayrard et Dr Yague**, merci de m'avoir accueilli dans vos cabinets durant mon cursus.

À la **STK Toulouse**, merci de m'avoir fait grandir intérieurement et m'avoir permis de m'affirmer.

À **Anastasia et Elise**, merci pour cette vraie amitié qui dure depuis des années.

À **Maxime**, j'espère qu'on pourra continuer à se voir avec Louis et se remémorer les souvenirs du bon vieux temps.

À **Thibault et Kenza**, merci de m'avoir épauler durant ce long périple qui s'achève enfin. J'espère qu'on pourra boucler la boucle au BFF avec une viande à point comme vous l'aimez.

À **mon Papa**.

À notre Présidente du jury,

Madame la Professeure NABET Catherine,

- Professeur des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Etudes Approfondies de Santé Publique – Epidémiologie,
- Docteur de l'Université Paris XI,
- Habilitation à Diriger des Recherches (HDR),
- Lauréate de la Faculté de Médecine,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire.

Je suis honoré que vous ayez accepté de présider ce jury de thèse.

*Je vous remercie pour votre grande pédagogie en tant que conférencière et clinicienne au
centre de soins.*

Veillez trouver en ces mots l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur NASR Karim,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Master1 mention Biotechnologie-Biostatistiques,
- Master 2 Recherche en Science des Matériaux,
- Certificat d'Etudes Supérieures de technologie des matériaux employés en Art Dentaire,
- Certificat d'Etudes Supérieures de prothèse Dentaire (Option prothèse Scellée),
- Responsable du domaine d'enseignement Imagerie et Numérique,
- Responsable de l'Attestation d'Etudes Universitaires d'Imagerie Maxillo-Faciale (CBCT),
- Responsable du Diplôme Universitaire de CFAO en Odontologie,
- Chargé de mission à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse.

Je suis honoré que vous ayez accepté de co-diriger cette thèse avec le Dr CANCEILL.

Je vous remercie de m'avoir fait découvrir un sujet aussi vaste que passionnant.

Veillez trouver en ces mots l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur CANCEILL Thibault,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en sciences des matériaux,
- Master 1 Santé Publique,
- Master 2 de Physiopathologie,
- CES Biomatériaux en Odontologie,
- D.U.de conception Fabrication Assisté par ordinateur en Odontologie (CFAO),
- D.U. de Recherche Clinique en Odontologie,
- Attestation de Formation aux gestes et Soins d'Urgence Niveau 2.

*Je suis honoré que vous ayez accepté de co-diriger cette thèse avec le Dr NASR.
Je vous remercie pour le soutien indéfectible que vous avez eu à mon égard durant ce
travail de thèse.*

Veillez trouver en ces mots l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.

À notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur DELRIEU Julien,

- Assistant Hospitalier-Universitaire
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- CES Prothèse fixée
- Master 1 de Santé Publique
- Master 2 Anthropobiologie intégrative

*Je suis honoré que vous ayez accepté de siéger à ce jury de thèse.
Je vous remercie pour la générosité dont vous m'avez fait part durant ce travail de thèse.
Veuillez trouver en ces mots l'expression de ma reconnaissance et de mon respect.*

Table des matières

1. INTRODUCTION.....	11
2. MATERIELS ET METHODES.....	14
3. RESULTATS.....	22
4. DISCUSSION	26
5. CONCLUSION.....	30
BIBLIOGRAPHIE :	31

1. INTRODUCTION

La restauration de la dent dépulpée et sévèrement délabrée (avec 0 ou 1 paroi restante) ne fait pas l'objet d'un consensus en odontologie. La réalisation d'un ancrage radiculaire est alors classiquement indiquée dans le but d'augmenter la rétention de la restauration coronaire (on parle alors de reconstitution corono-radiculaire). Cependant la présence d'un tenon reste un facteur délétère en tant que vecteur de contraintes intraradiculaires, potentialisant le risque de fracture irréversible de la dent.

Le choix de la nature de la reconstitution corono-radiculaire relève alors d'un arbitrage entre plusieurs paramètres que sont le besoin de rétention (la nécessité même d'un tenon et sa longueur), le risque de fracture de la pièce (essentiellement le tenon) et le risque de fracture de la dent. Ces deux derniers paramètres dépendent de la nature du ou des matériaux employés pour la reconstitution. Dans le secteur antérieur, l'enjeu esthétique est également à prendre en compte (1).

L'inlay-core métallique est une reconstitution corono-radiculaire monolithique en alliage le plus souvent de cobalt-chrome ou de titane dont le module d'élasticité est très élevé (200GPa) (2). Cette caractéristique permet d'avoir une grande résistance à la fracture. La différence de module d'élasticité entre la restauration et la dent (module d'élasticité de la dentine = 18,6 GP et celui de l'émail = 84,1 GPa (3)) entraîne une mauvaise distribution du stress durant les cycles masticatoires qui se transmet alors directement, et de façon non uniforme, à la paroi radiculaire (4) (Figure 1). La racine se retrouve donc fragilisée et le risque de fracture radiculaire est accru (2). Enfin, l'inlay-core est généralement scellé.

La reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique (ou RMIPP) vise à répondre aux problématiques liées à l'utilisation d'une reconstruction monobloc métallique en faisant notamment appel au collage. Elle est constituée d'un tenon préfabriqué, composé d'une matrice résineuse renforcée par des fibres unidirectionnelles en fibre de verre ou de quartz, collé aux parois radiculaires à l'aide d'une résine. Cette dernière peut être un composite dédié aux RMIPP (les résines composites « core »), un composite de collage dual ou enfin une colle auto-adhésive (5). La mise en œuvre d'une RMIPP est rigoureuse avec une nécessaire isolation de la dent et un protocole de collage strict (6). Le faux moignon coronaire sera reconstitué en résine composite. Ces résines disposent d'un choix de teintes varié favorisant l'intégration esthétique. Le module de Young d'un tenon fibré est d'environ 54 GPa (7). Le module d'élasticité du tenon et du composite se rapprochant de celui des différents tissus dentaires, les contraintes transférées à la dent sont alors plus uniformément réparties le long de la restauration et mieux absorbées par rapport aux matériaux métalliques (2) (Figure 1). La principale cause d'échec de cette thérapeutique est le décollement du tenon.

En contrepartie, le risque de fracture de la dent est diminué et son espérance de vie sur l'arcade demeure potentiellement augmenté (8).

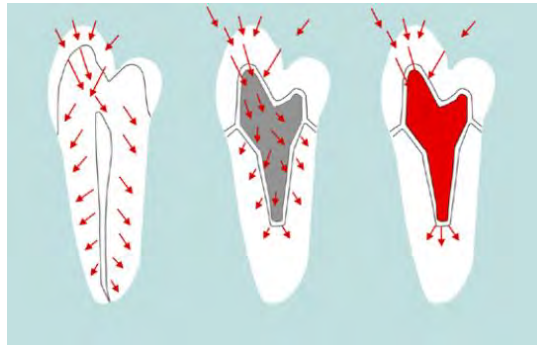


Figure 1 : Distribution du stress biomécanique sur une dent (à gauche), sur une RMIPP (au centre) et sur un inlay-core métallique (à droite).

L'avancée de la dentisterie numérique et de la CFAO s'est accompagnée du développement de nouveaux matériaux. Ces matériaux disponibles sous forme de blocs ou de disques sont mis en forme par usinage après conception informatique de la pièce à fabriquer. Du fait de leurs propriétés mécaniques (module d'élasticité, ténacité, résistance à la flexion) et esthétiques certains d'entre eux pourraient bien être des alternatives aux techniques conventionnelles inlay-core et RMIPP : PEEK, matériau fibré et matériau hybride.

Le PEEK (de l'anglais « Poly Ether Ether Ketone », en français « Poly Ether Ether Cétone ») est un polymère semi-cristallin thermoplastique haute performance. Il appartient à la famille chimique des PAEEKs pour « Poly Aryl Ether Cétones » (9). Sa formule chimique est un enchaînement de cycles aromatiques (Ar) stables de noyau phénylènes : Ar-Benzène-Ar'. Ces noyaux sont reliés par des atomes d'oxygène : une liaison éther Ar-O-Ar' ; ou bien reliés par un groupe carbonyle : liaison cétone Ar-CO-Ar' (10).

Le PEEK est un matériau biocompatible, non toxique, non mutagène, hypoallergénique et qui présente une bonne stabilité chimique (11). Il est léger et possède un module d'élasticité de 3,8 GPa (10), soit une valeur proche de celui de l'os trabéculaire (1,37 GPa) (12). Sa couleur est couramment beige mais il peut aussi être blanc, gris ou rose.

En 2016, Najeeb *et al.* (13) ont publié une revue concernant les applications du PEEK dans le domaine dentaire : implantologie, prothèse fixée, prothèse amovible et CFAO. Mais les études évaluant le PEEK en tant qu'inlay-core sont faibles (une seule à notre connaissance) (14).

Le Numerys GF[®] est un nouveau matériau mis sur le marché par Itena en 2019 dans le but de proposer une alternative à l'inlay-core métallique. Il s'agit d'un bloc usinable entièrement composé de 20% à 25% de résine époxy et de 75% à 80% de fibres de verre

orientées de manière unidirectionnelle. Il est sans métal et radio-opaque. Son module d'élasticité est de 25 GPa (15). Sa couleur est claire, blanchâtre.

En 2013, Vita a mis sur le marché le premier PICN « Polymer-Infiltrated Ceramic Network » (en français « Réseau de céramique infiltré de polymères »). Ce biomatériau est composé à 86% de céramique et 14% de polymères. Il est constitué d'un réseau de céramique feldspathique pré-frittée dans lequel est ensuite infiltré une résine. La polymérisation est faite sous haute température et haute pression. Les charges de céramique sont connectées entre-elles et forment ainsi un véritable squelette contrairement au composite dit "à charges dispersées" dont les charges de céramiques sont dispersées dans le matériau et ne sont pas liées entre elles (16). Son module d'élasticité est de 30 Gpa. Des études ont été menées sur l'Enamic® en tant qu'inlay-core avec des résultats favorables quant à cette indication (17,18).

Ces 3 matériaux présentent un protocole d'assemblage par collage.

L'objectif de notre étude sera d'évaluer la résistance à la fracture de reconstitutions corono-radiculaires non métalliques réalisées par CFAO comparativement à l'alternative actuelle à l'inlay-core qu'est la RMIPP.

L'hypothèse nulle est que le matériau utilisé pour réaliser un inlay-core n'influence pas la résistance à la fracture de la dent ainsi que son mode de fracture.

2. MATERIELS ET METHODES

40 incisives centrales maxillaires extraites pour des raisons parodontales ont été collectées et conservées après l'avulsion dans une solution de chloramine à 1%. Pour être incluses dans l'étude, les dents ne devaient pas présenter de carie, de fêlure, de fracture, d'apex ouvert, de résorption interne ou externe, de calcification intra-canaire, de courbure radulaire de plus de 20°.

2.1. Décoronation et traitement endodontique

Les dents sont sectionnées de façon perpendiculaire à leur axe longitudinal, à 2 mm coronairement à la jonction amélo-cémentaire vestibulaire, à l'aide d'un disque diamanté à basse vitesse sous irrigation (IsoMet 2000®, Buehler, Evanston III) (Figure 2). L'accès au canal est obtenu suite à cette décoronation et, si besoin, à l'aide d'une fraise boule en carbure de tungstène montée sur contre angle. La mise en forme canalaire est exécutée à l'aide du système de rotation continue ProTaper Next® (Dentsply Maillefer, Suisse) avec la lime terminale X2 (diamètre de pointe 025 et 6% de conicité). Une irrigation à l'hypochlorite de sodium à 3% suit chaque passage de lime ; l'irrigation finale est faite à l'EDTA à 17% suivi d'un rinçage à l'hypochlorite de sodium. L'obturation du canal a été réalisée selon la technique du monocône thermocompacté à l'aide d'un cône de gutta adapté (ProTaper Next® Conform fit Gutta percha (Dentsply Maillefer, Suisse)) et d'un ciment endo-canaire sans eugénol (AH plus®, Dentsply Maillefer, Suisse) (Figure 3).



Figure 2 : Décoronation à 2mm de la jonction amélo-cémentaire (à gauche) et résultat après section de la partie coronaire (à droite).



Figure 3 : Obturation à l'aide d'un ciment sans eugénoïl : AH plus® (à gauche) et thermo-compaction de la gutta percha (à droite).

2.2. Préparations canalaire et coronaire des échantillons

La gutta est déposée avec un forêt de Gates n°3 (Dentsply Maillefer, Suisse) sur une longueur de 10 mm. L'élargissement des canaux de toutes les dents est fait avec l'alésoir « small » du kit pour tenon fibré LuxaPost® (DMG, Allemagne) (Figure 4). Le canal est rincé à l'eau distillée et séché avec des cônes de papier.

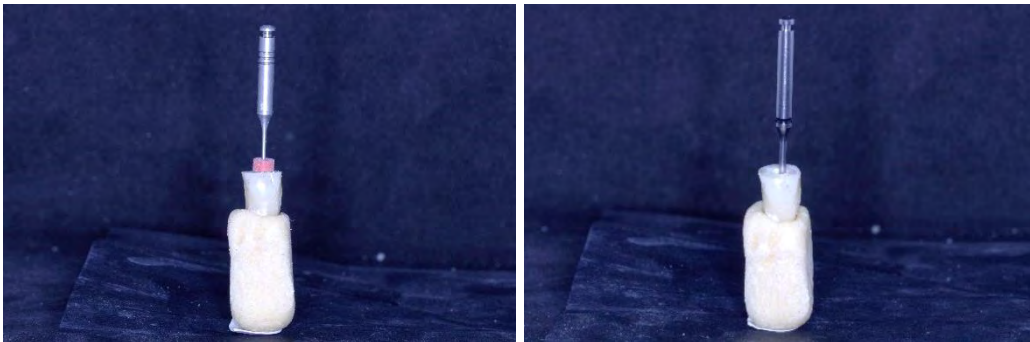


Figure 4: Dépose de la gutta avec un forêt de Gates n°3 sur une longueur de 10 mm (à gauche) et élargissement du canal avec l'alésoir « small » du kit LuxaPost® (DMG, Allemagne) (à droite) .

Un congé ¼ de rond placé au niveau de la jonction amélo-cémentaire et une réduction corona-périphérique de 1 mm de large sont réalisés, définissant un cerclage dentinaire de 2mm de hauteur (Figure 5).

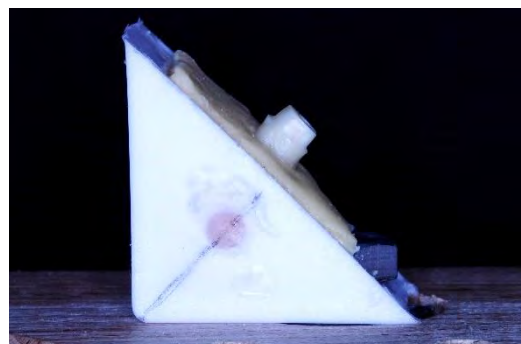


Figure 5 : Congé et réduction périphériques de 1mm et férule dentinaire de 2mm de hauteur.

2.3. Soclage des échantillons

Chaque dent est soignée dans de la résine acrylique autopolymérisable (SR Ivolen[®], Ivoclar Vivadent) dans un moule en forme de pyramide permettant de produire un angle de 135° entre la sonde du test de fracture et la dent testée, simulant l'angle inter-incisif formé par les axes longitudinaux de l'incisive centrale maxillaire et de l'incisive centrale mandibulaire (1,4,7,19–32) (Figure 6).



Figure 6 : Soilage de l'échantillon dans de la résine acrylique autopolymérisable (SR Ivolen[®], Ivoclar Vivadent) au sein d'un système permettant une orientation à 45° de la dent.

2.4. Répartition des échantillons dans les différents groupes

Les 40 dents sont réparties aléatoirement selon 4 groupes (n = 10) différenciés par le type de restauration corono-radulaire réalisé.

Tableau 1 : Tableau des matériaux utilisés (25,27)

Groupes	Matériaux	Fabriquant	Compositions	Module de Young (en GPa)
G1	LuxaCam PEEK [®]	DMG	PEEK pur 80% ; TiO ₂ 20%	3,8
G2	Enamic [®]	Vita	Céramiques 84% ; polymères 14%	30
G3	Numerys GF [®]	Itena	Fibre de verre unidirectionnelle 75-80% ; résine époxy 20-25%	25
G4 (contrôle)	LuxaPost [®]	DMG	Fibre de verre ; résine bis-GMA	25

• **Groupe contrôle G4 : RMIPP**

Le canal radulaire est rincé à l'eau, mordancé à l'acide orthophosphorique à 35% (Vocacid[®], Voco) pendant 20 secondes, puis à nouveau rincé et séché. Un adhésif universel (PermaBond[®] universel, DMG) est enduit dans le canal, puis séché avec un spray à air, avant d'être photopolymérisé pendant 20 secondes.

Le tenon fibré (LuxaPost[®] small, DMG) est déjà pré-silanisé. L'adhésif universel (LuxaBond[®] universel, DMG) est enduit sur le tenon puis séché avec un spray à air et polymérisé pendant 20 secondes (Figure 7).



Figure 7 : Tenon fibré LuxaPost® small, DMG (à droite) et LuxaBond® universel, DMG (à gauche).

Une résine composite de restauration duale (LuxaCore Z®, DMG) est injectée dans la lumière canalaire et le tenon fibré est inséré dans le canal (Figure 8). Une photopolymérisation de 40 secondes est réalisée avant d'appliquer de nouveau la même résine composite duale afin de réaliser la reconstitution du moignon dentaire (« core build-up »). Une polymérisation de 20 secondes est réalisée avant d'attendre 5 minutes la prise complète du matériau.



Figure 8 : Insertion du tenon fibré dans le canal comprenant du LuxaCore Z® (DMG, Allemagne).

Le composite de restauration est ensuite fraisé de telle sorte qu'il ne fasse que 4mm de hauteur afin que la totalité du moignon final mesure 6mm de hauteur (Figure 9).



Figure 9 : Moignon dentaire en tenon fibré et composite « core » dual en technique monobloc.

- **Groupes CFAO : G1, G2 et G3**

Le logement canalaire des échantillons est enregistré avec un scanner intra-oral (Cerec Primescan® (Dentsply Sirona, USA)). La profondeur de champ de 20mm du scanner utilisé permet d'enregistrer le logement sur toute sa longueur.

La conception informatisée est effectuée sur le logiciel InLab® 18.1 (Dentsply Sirona, USA). Les tenons sont conçus de façon anatomique et les parties coronaires extra-radicaire font 4mm (moignon final de 6mm) (Figure 10).



Figure 10 : Conception assistée par ordinateur d'un inlay-core avec le logiciel InLab® 18.1 (Dentsply Sirona).

Les inlay-cores sont usinés sur une usineuse chairside 4 axes humides (MCXL®, (Dentsply Sirona) à partir de blocs. 3 types de matériaux sont choisis : un matériau fibré (Numerys GF®, Itena), un matériau hybride (Enamic®, Vita Zahnfabrik), un polymère haute performance à base de PEEK (LuxaCam PEEK®, DMG) (Figure 11).



Figure 11 : Blocs de Numerys GF®, Enamic® et LuxaCam PEEK® (respectivement de la gauche vers la droite).



Figure 12 : inlay-cores usinés en Numerys GF®, Enamic® et LuxaCam PEEK® (respectivement de la gauche vers la droite vers la droite).

- **G1 : Groupe PEEK**

Un sablage de l'intrados de l'inlay-core en PEEK à l'alumine à 50 μ est effectué avant un séchage à l'aide d'un spray à air. Un agent de couplage (LuxaTemp Glaze & Bond[®], DMG) est appliqué sur une fine couche sans bulle puis photopolymérisé pendant 20 secondes (Figure 12).

- **G2 : Groupe Hybride**

Un gel d'acide fluorhydrique à 5% (Adiva Cera Etch[®], Vita) est appliqué pendant 60 secondes. Après un rinçage soigneux, un silane (Adiva C-Prime[®], Vita) est appliqué sur l'intrados de l'inlay-core et laissé à l'air libre pendant 2 minutes (Figure 12).

- **G3 : Groupe Fibré**

Un silane (Silane-it[®], Itena) est appliqué sur l'intrados de l'inlay-core. Il a été séché à l'air libre pendant 2 minutes (Figure 12).

- **Assemblage**

Le canal est rincé à l'eau distillée puis séché à l'aide d'un spray à air et de pointes de papier. Une fois la dent et le tenon préparés, une colle auto-adhésive (Permacem 2.0[®], DMG) est appliquée dans le canal ainsi que sur le tenon (double enduction) (Figure 13). Le tenon est ensuite introduit dans la lumière canalaire. Les excès de colle ont été enlevés grâce à une micro-brossette en maintenant une pression digitale sur le moignon pendant 30 secondes maximum. La chémo-polymérisation complète est obtenue au bout de 7 minutes. Enfin, une photopolymérisation des faces vestibulaires et palatines pendant 20 secondes conclut le protocole d'assemblage (Figure 13).



Figure 13 : Colle auto-adhésive PermaCem 2.0 (DMG) à gauche et inlay-core assemblé à droite.

2.5. Tests de fracture

Les échantillons sont soumis à un testeur universel (Texture Analyser, TA.XT Plus) (Figure 14). Chaque dent subit une charge constante et compressive d'une vitesse de 1 mm/minute. Le point d'impact de la charge a été situé à 2mm du bord incisif, au milieu de la face palatine. La sonde est de forme cylindrique et l'angle formé par la sonde et l'axe longitudinal de la dent est de 135°. La charge a été appliquée jusqu'à la rupture. Les valeurs de la résistance à la rupture, de la ténacité (c'est-à-dire de l'énergie emmagasinée avant de rompre) et du module de cisaillement (permettant d'objectiver la rigidité) ont été calculées par l'appareil.

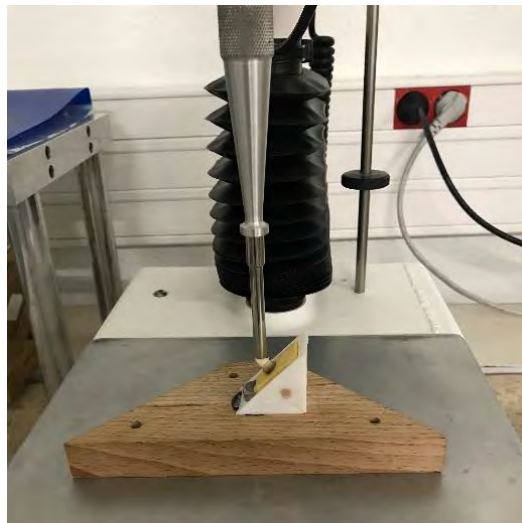


Figure 14 : Test de fracture à charge constante dont l'angle entre l'axe longitudinal de la dent et la charge mesure 135°.

3 modes de fracture seront distingués après observation en microscope optique :

- dentaire : seule la dent est endommagée, le tenon reste intact (ex : fracture oblique de la dent, fracture verticale de la dent, fracture du moignon dentaire, fissure et fêlure dentaire) (Figure 15).
- du matériau : seul le tenon est endommagé, la dent reste intacte (ex : descellement, fracture du «core» de la restauration sans détruire la férule dentinaire) (Figure 15).
- mixte : la dent et le tenon sont endommagés (Figure 15).



Figure 15 : Rupture dentaire, rupture du matériau et rupture mixte (respectivement de gauche à droite).

2.6. Tests statistiques

La comparaison entre tous les groupes a été assurée par l'application d'une analyse Anova (p-value totale) et la comparaison des groupes deux à deux par l'utilisation de tests de Student en partant de l'hypothèse d'une distribution normale des valeurs et de l'égalité des variances. Dans le cas contraire, un test non paramétrique de Mann Whitney Wilcoxon a été préféré. Le mode de rupture est présenté en effectifs bruts et relatifs. La comparaison entre les groupes a été effectuée par l'intermédiaire d'un test de Fisher. Le seuil de significativité est fixé à 5%. La base de données a été constituée sur Microsoft Excel[®] puis les analyses et figures réalisées grâce aux logiciels Stata v.13[®] et GraphPad Prism 5[®].

3. RESULTATS

3.1. Résistance à la fracture

La résistance à la fracture est plus importante dans les groupes G4 ($15,88 \pm 4,37$ MPa) et G3 ($15,35 \pm 6,65$ MPa) (Figure 16). Il n'y a pas de différence significative entre ces deux matériaux ($p=0,84$). En revanche, la résistance à la fracture du groupe G4 est significativement supérieure à celle des groupes G1 ($9,48 \pm 6,65$ MPa, $p=0,005$) et G2 ($6,05 \pm 4,14$ MPa, $p=0,0001$). De même, la résistance à la fracture du groupe G3 est significativement supérieure à celle des groupes G1 ($9,48 \pm 6,65$ MPa, $p=0,03$) et G2 ($6,05 \pm 4,14$ MPa, $p=0,002$).

	PEEK	Enamic	Numerys GF	Tenon fibré
Résistance à la fracture (MPa)	$9,48 \pm 6,65^a$	$6,05 \pm 4,14^a$	$15,35 \pm 6,65^b$	$15,88 \pm 4,37^b$

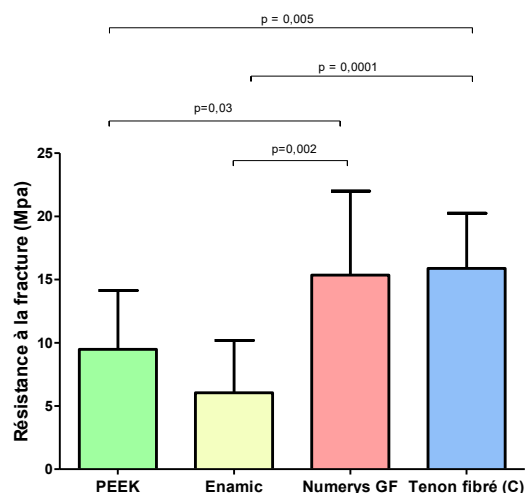


Figure 16 : Tableau illustrant les résultats du test de résistance à la fracture. Les valeurs sont présentées sous la forme de Moyenne \pm Ecart Type. Des lettres différentes a, b dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux matériaux présente une p -value $< 0,05$. Pour chaque groupe $n = 10$.

3.2. Module de cisaillement

Le module de cisaillement met en évidence le caractère rigide du matériau si sa valeur est élevée ou au contraire montre un caractère fragile si sa valeur est faible. Le module de cisaillement est plus important dans les groupes G4 ($9,79 \pm 2,14$ MPa) et G3 ($11,85 \pm 4,6$ MPa) (Figure 17). Il n'y a pas de différence significative entre ces deux matériaux ($p=0,36$). En revanche, le module de cisaillement dans le groupe G4 ($9,79 \pm 2,14$ MPa) est supérieur de manière significative à celui des groupes G1 ($6,83 \pm 2,02$ MPa, $p=0,005$) et G2 ($5,6 \pm 2,42$ MPa, $p=0,0007$). De même, le module de cisaillement du groupe G3 ($11,85 \pm 4,6$ MPa) est significativement supérieur à celui des groupes G1 ($6,83 \pm 2,02$ MPa, $p=0,01$) et G2 ($5,6 \pm 2,42$ MPa, $p=0,004$).

	PEEK	Enamic	Numerys GF	Tenon fibré
Module de cisaillement (MPa)	$6,83 \pm 2,02^a$	$5,6 \pm 2,42^a$	$11,85 \pm 4,6^b$	$9,79 \pm 2,14^b$

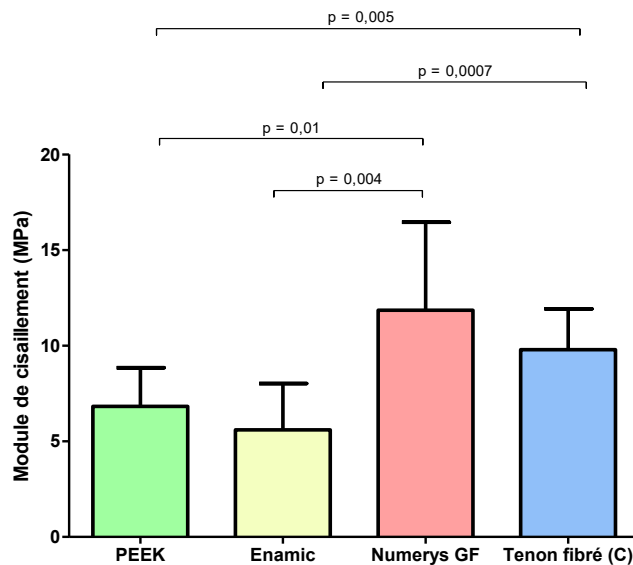


Figure 17 : Tableau illustrant les résultats du test de module de cisaillement. Les valeurs sont présentées sous la forme de Moyenne \pm Ecart Type. Des lettres différentes ^{a, b} dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux matériaux présente une p -value $< 0,05$. Pour chaque groupe $n = 10$.

3.3. Ténacité

La ténacité s'interprète comme l'énergie emmagasinée jusqu'à la fracture. La ténacité du groupe G4 ($12,58 \pm 5,46 \text{ Pa.m}^{1/2}$) est supérieure de manière significative à celle des groupes G2 ($3,18 \pm 2,92 \text{ Pa.m}^{1/2}$, $p=0,0005$) et G1 ($6,43 \pm 4,22 \text{ Pa.m}^{1/2}$, $p=0,1$) (Figure 18). Il n'y a pas de différence significative entre les groupes G4 ($12,58 \pm 5,46 \text{ Pa.m}^{1/2}$) et G3 ($9,69 \pm 5,92 \text{ Pa.m}^{1/2}$, $p=0,15$). La ténacité du groupe G1 ($6,43 \pm 4,22 \text{ Pa.m}^{1/2}$) n'est pas significativement différente de celles des groupes G2 ($3,18 \pm 2,92 \text{ Pa.m}^{1/2}$, $p=0,06$) et G3 ($9,69 \pm 5,92 \text{ Pa.m}^{1/2}$, $p=0,2$).

	PEEK	Enamic	Numerys GF	Tenon fibré
Ténacité (Pa.m ^{1/2})	6,43 ± 4,22 ^{a,c}	3,18 ± 2,92 ^a	9,69 ± 5,92 ^{b,c}	12,58 ± 5,46 ^b

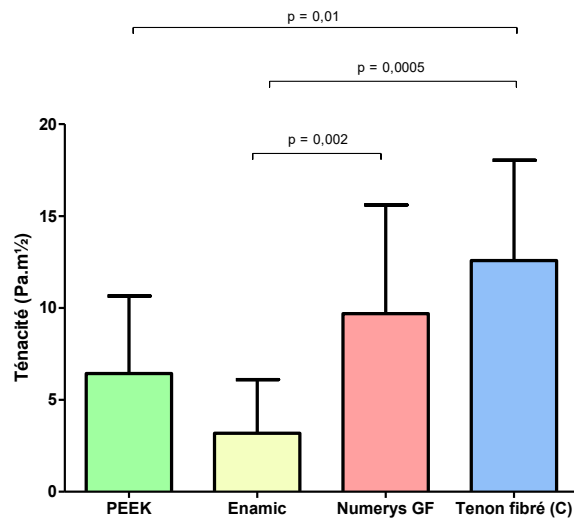


Figure 18 : Tableau illustrant les résultats du test de ténacité. Les valeurs sont présentées sous la forme de Moyenne ± Ecart Type. Des lettres différentes ^{a, b, c} dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux matériaux présente une p-value < 0,05. Pour chaque groupe n = 10.

3.4. Mode de rupture

Aucune rupture dentaire n'a été observée au sein du groupe G2, ce qui le distingue de manière significative par rapport aux 3 autres groupes G1 (80%, $p=0,001$), G3 (70%, $p=0,001$) et G4 (60%, $p=0,02$) (Figure 19). Il n'y a pas de différence significative entre les groupes G4 (60%) et le G3 (70%, $p=0,63$), les groupes G1 (80%) et G3 (70%, $p=0,58$) et les groupes G4 (60%) et G1 (80%, $p=0,67$).

Mode de rupture	PEEK ^{a,b}	Enamic ^d	Numerys GF ^{a,c}	Tenon fibré ^{b,c}
Dent	80%	0	70%	60%
Matériau	10%	60%	0	20%
Dent + matériau	10%	40%	30%	20%

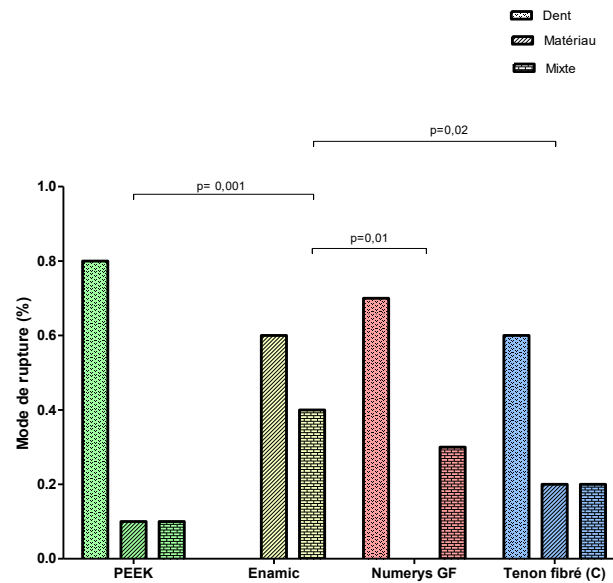


Figure 19 : Tableau illustrant les résultats du test de mode de rupture. Les valeurs sont présentées sous la forme de Moyenne \pm Ecart Type. Des lettres différentes ^{a, b, c, d} dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux matériaux présente une p -value $< 0,05$. Pour chaque groupe $n = 10$.

4. DISCUSSION

Les résultats de notre étude mettent en évidence le bon comportement des matériaux fibrés (tenon fibré et Numerys GF[®]) en comparaison au PEEK et à l'Enamic[®] dans la réalisation de reconstitutions corono-radiculaires. L'hypothèse nulle selon laquelle le matériau n'influence pas sur la résistance à la fracture et au mode de rupture de la dent est rejetée.

Ces résultats sont concordants avec les indications primaires de ces matériaux, le PEEK et l'Enamic[®] étant à l'origine recommandés par les fabricants pour une utilisation en prothèse amovible et fixée (couronnes et bridges). L'élément clé permettant d'expliquer les résultats obtenus concerne le module d'élasticité des biomatériaux utilisés. En effet, le module d'élasticité du LuxaPost[®] et du Numerys GF[®] est de 25 GPa, celui du LuxaCam PEEK[®] est de 3,8 GPa et celui de l'Enamic[®] est 30 GPa. Le LuxaPost[®] et le Numerys GF[®] ont donc les modules d'élasticité qui se rapprochent le plus de celui de la dentine (18,6 GPa) (3), ce qui corrobore les conclusions de la revue systématique de Dietschi *et al* (2) : le matériau dont le module d'élasticité se rapproche de celui des tissus dentaires montre une répartition plus uniforme le long de la racine des charges subies par la dent.

Dans notre étude, l'Enamic[®] ne provoque pas de rupture de la dent. Cela pourrait s'expliquer avec ses valeurs obtenues de ténacité ($3,18 \pm 2,92 \text{ Pa}\cdot\text{m}^{1/2}$) et de module de cisaillement ($5,6 \pm 2,42 \text{ Pa}\cdot\text{m}^{1/2}$). Ces résultats sont significativement inférieurs aux autres matériaux de l'étude. Cette caractéristique est intéressante pour la survie de la dent puisqu'un matériau qui rompt sans endommager la dent facilite la réintervention et améliore l'espérance de vie de la dent sur l'arcade. Toutefois, la faible valeur de la résistance à la fracture peut limiter l'indication de ce biomatériau pour la réalisation de reconstitutions corono-radiculaires car un grand nombre de fractures pourraient survenir chez les patients.

Un grand nombre d'articles comparent les tenons fibrés et les inlay-cores métalliques (8,33–41). Parmi eux, deux essais cliniques randomisés avec un suivi à moyen terme concluent à une absence de différence significative entre les deux types de tenons (33,34). De plus, Fokkinga *et al* (35) concluent à une absence de différence significative entre la survie de ces deux reconstitutions après un suivi de 17 ans. A moyen terme et à long terme, les taux de survie du tenon fibré et du tenon métallique sont similaires (33–35).

L'inlay-core fibré usiné contient les mêmes composants que le tenon fibré préfabriqué. Il reste néanmoins une nouveauté sur le marché, et ne dispose que d'un très faible recul clinique. Contrairement au tenon fibré préfabriqué, le tenon usiné est réalisé sur mesure pour la dent qui l'accueille. Cela permet une répartition des contraintes plus uniforme le long de la

racine. L'épaisseur de colle est également faible (18). Pour le tenon fibré préfabriqué, l'épaisseur de colle est plus importante car le tenon n'est pas ajusté au canal (18). L'augmentation de l'épaisseur de colle favoriserait le descellement à cause de l'apparition de bulles d'air et de manques (« gaps » en anglais) dans le joint dento-prothétique (18). Pourtant dans notre étude, aucun descellement n'a été constaté dans les modes de ruptures des restaurations.

Alkhatri *et al.* (17) ont effectué un test de fracture opposant de l'Enamic®, de la zircone et du métal sous la forme d'inlay-cores et n'ont pas montré de différence significative dans la résistance à la fracture des tenons. En revanche, il a été montré une différence significative au niveau de l'extension de la fracture de la dent au niveau apical. L'Enamic® entrainerait moins de fractures radiculaires que le métal et la zircone, ce qui concorde avec les résultats de notre étude.

En 2019, Sammany *et al.* (3) publiaient une analyse tridimensionnelle en éléments finis qui a évalué le comportement d'un inlay-core en PEEK. Cette étude a montré que l'inlay-core en PEEK ne menaçait pas la survie de la dent sous une force masticatoire physiologique. La distribution du stress transmis à la racine était similaire à celle d'une dent saine. Une étude *in vitro* menée par Teixeira *et al.* (14) pour comparer inlay-core en PEEK, inlay-core en résine composite usinable par CFAO, tenon fibré et inlay-core métallique n'a montré aucune différence significative entre le PEEK, le tenon fibré et la résine composite concernant la résistance à la fracture. Pour le PEEK, le taux d'échecs favorables a été de 83,3% (tous ont été des descellements).

Les résultats de notre étude n'ont pas montré de différence significative en termes de résistance à la fracture entre un tenon fibré préfabriqué (LuxaPost®, DMG) et un tenon fibré usiné (Numerys GF®). Cela confirme les résultats obtenus par Eid, Rita *et al.* (42) lors de leur test de résistance à la fracture entre un tenon fibré préfabriqué, un tenon fibré usiné et un tenon en résine composite usinée. Leurs tenons fibrés préfabriqués et usinés n'avaient pas des résistances à la fracture significativement différentes.

Falcão Spina *et al.* (18) ont testé la résistance à la fracture et à la fatigue de matériaux esthétiques usinables. Leurs tests n'ont pas montré de différence significative entre l'Enamic® et le tenon fibré préfabriqué (18). Ces résultats vont à l'encontre de notre étude. L'équipe brésilienne a réalisé un test de fatigue avant de faire un test de fracture (18) contrairement à notre étude qui a testé uniquement la fracture. De plus, les types de fractures ont été favorables à la réintervention pour à la fois l'Enamic® et le tenon fibré (18). Cela va aussi à l'encontre des résultats obtenus dans notre étude. Il serait intéressant de tester la fatigue en plus de la résistance à la fracture avec le Numerys GF® et le PEEK pour mettre en évidence l'influence du test de fatigue dans la comparaison entre les matériaux.

Borzangy *et al.* (43) ont testé la résistance à la fracture sur plusieurs matériaux dont le tenon fibré et l'Enamic®. Les résultats de cette étude vous à l'encontre de la nôtre. Il a été montré une supériorité significative de la résistance à la fracture de l'inlay-core en Enamic® par rapport au tenon fibré (43).

Dans notre protocole nous avons choisi de n'étudier que des incisives maxillaires car nous voulions tester des restaurations corono-périphériques compatibles avec une restauration esthétique. Même si les inlay-cores métalliques ont une excellente résistance à la fracture (36), leur teinte métallique ne correspond pas à un moignon dentaire physiologique.

Les restaurations ont été assemblées avec du Permaceem 2.0®. C'est une colle auto-adhésive. Ce matériau d'assemblage a été choisi pour sa facilité d'utilisation et par conséquent, la diminution du risque de manipulation. La colle auto-adhésive utilisée dans la très grande majorité des études est plutôt la Relyx Unicem® (3M ESPE) (14,18,42,44–46).

La charge constante et compressive d'une vitesse de 1 mm/minute a été choisie. Toutefois dans le milieu buccal, les charges ne sont pas croissantes, elles sont dynamiques, répétées et de forces constantes. Un test de fatigue, avec une charge dynamique et répétée se rapprocherait plus de la réalité et permettrait davantage de mettre en évidence la résistance à l'usure du matériau en bouche (47).

Les restaurations corono-périphériques ne sont pas recouvertes d'une couronne dans notre étude. La présence d'une couronne avec sa forme, son épaisseur et sa composition ajoute une résistance à la restauration (22). Par conséquent, elle obscurcit les effets propres au tenon (22). L'absence de couronne pourrait être une des limites de notre étude puisqu'elle empêche une reproduction fidèle de la réalité clinique.

Pour terminer, Teixeira *et al.* (14) sont les seuls jusqu'à présent à avoir testé la résistance à la fracture d'inlay-cores en PEEK et de tenons fibrés, entres autres. Il a été montré qu'aucune différence significative n'était observable entre l'inlay-core en PEEK et le tenon fibré. Cela va à l'encontre de notre étude et bien que les protocoles soient très proches, les différences peuvent être expliquées par les différences dans la longueur des tenons, ou encore les matériaux utilisés. Il a aussi été démontré qu'un facteur fondamental du succès d'une restauration est la quantité de tissu résiduel. En effet, plus il reste de dent saine, meilleur sera le taux de succès de la thérapeutique, indépendamment du type de système d'ancrage. (2,8,36–38). La présence d'un effet férule est un autre un facteur décisif au succès prothétique (2,48–52). L'effet férule s'établit grâce à mur dentinaire perpendiculaire à la limite cervicale sur toute la circonférence de la dent. Ce mur de dentine va encercler la partie la plus coronaire

du tenon. Il permettra d'amoinrir le stress intra canalaire et par conséquent d'augmenter sa résistance à la fracture et de diminuer le risque de fracture (49). Sa hauteur minimale est de 1mm (2,52) et son épaisseur minimale est de 0,5mm (50). La férule doit représenter au minimum 75% de la circonférence de la dent (48). Selon une revue systématique publiée par Naumann *et al*, la présence d'une férule est plus importante que la présence d'un tenon (48). Selon Pascal Magne *et al*. avec la présence d'une férule de 2 mm de hauteur et de 1 mm d'épaisseur, un tenon ne serait plus nécessaire (51).

La longueur du tenon ne doit toutefois pas être retenue comme un facteur décisif lors du collage dans le canal (53). Le nombre de tubulis dentinaires décroît lorsque que l'on se dirige en apical, ce qui diminue la possibilité d'établir des tags de résine. En direction apicale, la zone est moins accessible aux instruments, aux solutions d'irrigations, à la lumière de la lampe à photopolymériser (53). Par conséquent, il n'est pas nécessaire d'augmenter la longueur du tenon pour augmenter la qualité du collage de la restauration.

Notre étude et celle de Teixeira *et al*. sont, à notre connaissance, les seules à avoir testé le PEEK en tant qu'inlay-core. Les résultats des deux études étant contradictoires, de nouvelles données et de nouveaux tests permettraient une meilleure interprétation et extrapolation des résultats afin d'indiquer ou non le PEEK en tant que matériau de restauration coronoradiculaire.

5. CONCLUSION

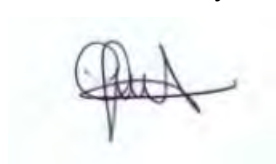
Cette étude nous a permis d'évaluer la résistance à la fracture et le mode de rupture des différents matériaux utilisés pour réaliser des inlay-cores avec un flux numérique direct. Malgré les limitations qu'apporte une étude *in vitro*, nous pouvons conclure que le tenon fibré ou RMIPP montre une bonne résistance à la fracture et que la résistance d'un inlay-core fibré usinable est comparable à celle d'un tenon fibré préfabriqué. Ces deux matériaux présentent l'avantage de posséder des modules d'élasticité proches de la dentine naturelle, ce qui est décrit dans la littérature comme étant un critère clé de la résistance d'une reconstitution corono-radulaire.

En revanche, les inlay-cores réalisés en Enamic® ou en PEEK sont moins résistants à la fracture que les inlay-cores fibrés ou les RMIPPs.

Le recours au PolyEtherEtherKétone pour la réalisation d'inlay-cores restera donc encore limité à de très rares cas en attendant que davantage de données concernant notamment leur assemblage aux tissus dentaires ne soient publiées. Il a par exemple été récemment proposé son utilisation chez une patiente présentant de multiples allergies aux matériaux (plusieurs monomères et nickel) afin de conserver une dent nécessitant une couronne périphérique (Campana et al. BMC 2022, en cours de publication).

la Présidente du jury

Pr NABET Cathy



les Directeurs de thèse

Dr CANCEILL Thibault



Dr NASR Karim



BIBLIOGRAPHIE :

1. Kumar L, Pal B, Pujari P. An assessment of fracture resistance of three composite resin core build-up materials on three prefabricated non-metallic posts, cemented in endodontically treated teeth: an *in vitro* study. *PeerJ*. 24 févr 2015;3:e795.
2. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *QUINTESSENCE Int*. 2007;38(9):11.
3. Sammany F, Sultan M, Ide NA-D. Stress and Strain Distribution in a Single Root Canal Post Made of Polyether Ether Ketone Using Three-Dimensional Finite Elements Method. 2019;8.
4. Kurthukoti AJ, Paul J, Gandhi K, Rao DBJ. Fracture resistance of endodontically treated permanent anterior teeth restored with three different esthetic post systems: An *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 10 janv 2015;33(4):296.
5. Demunck J. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. déc 2004;20(10):963-71.
6. Bolla M. Restaurer la dent dépulpée. Paris: Espace ID presse édition multimédia; 2014. (Tout simplement).
7. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative Evaluation of Fracture Resistance under Static and Fatigue Loading of Endodontically Treated Teeth Restored with Carbon Fiber Posts, Glass Fiber Posts, and an Experimental Dentin Post System: An *In Vitro* Study. *J Endod*. janv 2013;39(1):96-100.
8. Marchionatti AME, Wandscher VF, Rippe MP, Kaizer OB, Valandro LF, Marchionatti AME, et al. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2017;31.
9. Rohman G. Les matériaux polymères partie 1. *Biomatériaux Clin*. 2017;2(1).
10. Jacquot B. Le PEEK et le PEKK des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie. 2017;2:5.
11. Skirbutis G. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. 2017;19(1):5.
12. Tekin S, Adıgüzel Ö, Cangül S. An evaluation using micro-CT data of the stress formed in the crown and periodontal tissues from the use of PEEK post and PEEK crown: A 3D finite element analysis study. *Int Dent Res*. 2018;8(3):7.
13. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. janv 2016;60(1):12-9.

14. 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.* 1 sept 2020;45(5):506-15.
15. White Paper Numerys GF®, Itena (France). 2019.
16. Davarpanah A. Les matériaux CAD-CAM de type PICN (Polymer-infiltrated Ceramic Network): revue bibliographique de la littérature et applications cliniques [Thèse pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire]. [Paris]: Université Paris Descartes; 2019.
17. 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.* janv 2021;10:730-7.
18. 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.* déc 2017;30(6):299-304.
19. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems - an in-vitro study. *J Adv Prosthodont.* juin 2011;3(2):90-5.
20. Doshi P, Kanaparthi A, Kanaparthi R, Parikh DS. A Comparative Analysis of Fracture Resistance and Mode of Failure of Endodontically Treated Teeth Restored Using Different Fiber Posts: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* oct 2019;20(10):1195-9.
21. Solomon CS, Osman YI. In vitro comparison of endodontic posts in structurally compromised roots of maxillary incisors. 66(5):5.
22. Aggarwal R, Gupta S, Tandan A, Gupta NK, Dwivedi R, Aggarwal R. Comparative evaluation of fracture resistance of various post systems using different luting agents under tangential loading. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2013;3(2):63-7.
23. Mehrvarzfar P, Rezvani Y, Jalalian E. Comparison of Resilon and Gutta-Percha Filling Materials on Root Canal Fracture Resistance Following Restoring with Quartz Fiber Posts. *J Dent Tehran Iran.* Spring 2012;9(2):156.
24. Chauhan N, Saraswat N, Parashar A, Sandu K, Jhajharia K, Rabadiya N. Comparison of the effect for fracture resistance of different coronally extended post length with two different post materials. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2019;9(2):144.
25. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* juill 1997;18(14):995-9.
26. Khaledi AAR, Sheykhan S, Khodaei A. Evaluation of Retention of two Different Cast Post-Core Systems and Fracture Resistance of the Restored Teeth. *J Dent.* juin 2015;16(2):121-8.

27. Kathuria A, Kavitha M, Khetarpal S. Ex vivo fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors restored with fiber-reinforced composite posts and experimental dentin posts. *J Conserv Dent JCD*. 2011;14(4):401-5.
28. Mergulhão V, de Mendonça L, de Albuquerque M, Braz R. Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored With Different Methods. *Oper Dent*. janv 2019;44(1):E1-11.
29. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*. avr 2009;25(4):494-9.
30. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. juin 2011;139(6):775-83.
31. Kumagae N, Komada W, Fukui Y, Okada D, Takahashi H, Yoshida K, et al. Influence of the flexural modulus of prefabricated and experimental posts on the fracture strength and failure mode of composite resin cores. *Dent Mater J*. 2012;31(1):113-9.
32. Vafaei F, Khoshhal M, Rezaei A, Sooltani F, Jalalzadeh M, Yalpaniyan A, et al. Multiple In Vitro Analyses of Fracture Resistance in Maxillary Central Incisors Restored with Fiber Posts. *Iran Endod J*. 2010;5(3):125-30.
33. Sarkis-Onofre R, Jacinto R de C, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: A randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent*. mai 2014;42(5):582-7.
34. Juloski J, Fadda GM, Monticelli F, Fajó-Pascual M, Goracci C, Ferrari M. Four-year Survival of Endodontically Treated Premolars Restored with Fiber Posts. *J Dent Res*. juill 2014;93(7_suppl):52S-58S.
35. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent*. oct 2007;35(10):778-86.
36. Zhou L, Wang Q. Comparison of Fracture Resistance between Cast Posts and Fiber Posts: A Meta-analysis of Literature. *J Endod*. janv 2013;39(1):11-5.
37. Xiadong. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int*. 31 déc 2018;50(1):8-20.
38. Garcia PP, Wambier LM, de Geus JL, da Cunha LF, Correr GM, Gonzaga CC. Do anterior and posterior teeth treated with post-and-core restorations have similar failure rates? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. juin 2019;121(6):887-894.e4.
39. Batista VE de S, Bitencourt SB, Bastos NA, Pellizzer EP, Goiato MC, dos Santos DM. Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. févr 2020;123(2):239-45.

40. Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year Survival Evaluation for Glass-fiber-supported Postendodontic Restoration: A Prospective Observational Clinical Study. *J Endod.* avr 2012;38(4):432-5.
41. Martino N, Truong C, Clark AE, O'Neill E, Hsu S-M, Neal D, et al. Retrospective analysis of survival rates of post-and-cores in a dental school setting. *J Prosthet Dent.* mars 2020;123(3):434-41.
42. Eid, Rita, Ounsi, Hani, Juloski, Jelena. Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Teeth Restored with Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Post and Cores: A Pilot Study. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(1):56-63.
43. Borzangy SS, Saker S, Al-Zordk WAE-G. Effect of restauration technique on resistance to fracture of endodontically treated anterior teeth with flared root canals. *J Biomed Res.* 33(2).
44. Chen Z, Li Y, Deng X, Wang X. A Novel Computer-Aided Method to Fabricate a Custom One-Piece Glass Fiber Dowel-and-Core Based on Digitized Impression and Crown Preparation Data: CAD/CAM of Custom One-Piece Glass Fiber Dowel-and-Core. *J Prosthodont.* juin 2014;23(4):276-83.
45. Eid RY, Koken S, Baba NZ, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Effect of Fabrication Technique and Thermal Cycling on the Bond Strength of CAD/CAM Milled Custom Fit Anatomical Post and Cores: An *In Vitro* Study. *J Prosthodont.* oct 2019;28(8):898-905.
46. Salameh Z, Ferrari M, Skienhe H, Ounsi H, Eid R, Azzam K. Influence of Adaptation and Adhesion on the Retention of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Glass Fiber Posts to Root Canal. *J Contemp Dent Pract.* sept 2019;20(9):1003-8.
47. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *QUINTESSENCE Int.* 2008;39(2):13.
48. Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. "Ferrule Comes First. Post Is Second!" Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review. *J Endod.* févr 2018;44(2):212-9.
49. Santos Pantaleón D, Valenzuela FM, Morrow BR, Pameijer CH, García-Godoy F. Effect of Ferrule Location with Varying Heights on Fracture Resistance and Failure Mode of Restored Endodontically Treated Maxillary Incisors. *J Prosthodont.* juill 2019;28(6):677-83.
50. Fontana P, Bohrer T, Wandscher V, Valandro L, Limberger I, Kaizer O. Effect of Ferrule Thickness on Fracture Resistance of Teeth Restored With a Glass Fiber Post or Cast Post. *Oper Dent.* nov 2019;44(6):E299-308.
51. Magne P, Lazari PC, Carvalho MA, Johnson T, Del Bel Cury AA. Ferrule-Effect Dominates Over Use of a Fiber Post When Restoring Endodontically Treated Incisors: An In Vitro Study. *Oper Dent.* 1 juill 2017;42(4):396-406.

52. Stavridakis M, Brokos Y, Krejci I. Is the glass half empty or half full? A novel “philosophical” approach to the “mystery” of the so-called ferrule effect. *Med Hypotheses*. juin 2018;115:35-41.
53. Mishra L, Khan AS, Velo MM de AC, Panda S, Zavattini A, Rizzante FAP, et al. Effects of Surface Treatments of Glass Fiber-Reinforced Post on Bond Strength to Root Dentine: A Systematic Review. *Materials*. 23 avr 2020;13(8):1967.

RESISTANCE A LA FRACTURE DE RECONSTITUTIONS CORONO-RADICULAIRES NON METALLIQUES COLLEES

RESUME EN FRANÇAIS

L'objectif de l'étude est d'évaluer la résistance à la fracture de reconstitutions coronoradiculaires non métalliques réalisées par CFAO en comparaison avec la RMIPP. Quarante incisives centrales maxillaires extraites ont été préparées à recevoir une reconstitution coronoradiculaire. Les échantillons ont été divisés dans quatre groupes selon leur matériau (n=10) : G1 : LuxaCam PEEK®, DMG ; G2 : Enamic®, Vita ; G3 : Numerys GF®, Itena ; G4 (groupe contrôle) : LuxaPost®, DMG. G1, G2 et G3 ont été assemblés avec une colle auto-adhésive PermaCem 2.0®, DMG. Les échantillons ont été soumis à une charge constante et compressive. Le tenon fibré et le Numerys GF® ont montré une résistance significativement supérieure à celle du LuxaCam PEEK® et de l'Enamic®.

TITRE EN ANGLAIS: Fracture resistance of bonded non-metallic CAD/CAM post-and-cores.

RESUME EN ANGLAIS

The purpose of the study is to evaluate fracture resistance of non-metallic CAD/CAM post-and-cores compared to fiber glass. Forty extracted maxillary central incisors were prepared to receive posts. Samples were divided into four groups n=10 : G1 : LuxaCam® PEEK, DMG ; G2 : Enamic®, Vita ; G3 : Numerys GF®, Itena ; G4 (control group) : LuxaPost®, DMG. G1, G2 and G3 were cemented using self-adhesive cement PermaCem 2.0®, DMG. Samples were submitted to a compressive test. Glass fiber and Numerys GF® reveal a significantly higher fracture resistance than LuxaCam PEEK® and Enamic®.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Inlay-core, tenon fibré, CFAO, test de fracture, PEEK, Enamic®, Numerys GF®.

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de santé : 3 chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr. NASR Karim et Dr. CANCEILL Thibault