

Étude comparative de la résistance aux dommages entre deux méthodes de réalisation de reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique sur des dents de veaux

David Cheinin

▶ **To cite this version:**

David Cheinin. Étude comparative de la résistance aux dommages entre deux méthodes de réalisation de reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique sur des dents de veaux. Chirurgie. 2014. dumas-01020879

HAL Id: dumas-01020879

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01020879

Submitted on 8 Jul 2014

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

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

Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2014 N° 32

Thèse pour l'obtention du

DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par **David CHEININ**

Né le 06 octobre 1987 à Papeete

Le 24 juin 2014

Etude comparative de la résistance aux dommages entre deux méthodes de réalisation de reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique sur des dents de veaux.

Directeur de thèse

Laurent DUSSARPS

Membres du jury

Président	Mme. M-J. BOILEAU	Professeur des Universités
Directeur	M. L. DUSSARPS	Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire
Rapporteur	M. C. VIDAL	Assistant Hospitalo-Universitaire
Assesseur	Mme. E. ARRIVE	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. P. POISSON	Maître de Conférences des Universités

UNIVERSITE DE BORDEAUX

Président	M. Manuel TUNON de LARA

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Directeur	M. Jean-François PELI	58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Formation initiale	M. Yves DELBOS	56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. Jean-Christophe FRICAIN	57-02
Directeur Adjoint - Chargé des Relations Internationales	M. Jean-François LASSERRE	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mlle Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Jean	DAVID	Prothèse dentaire	58-02
Mme Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M. J-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Melle Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M. Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M. Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Jean-Pierre	BLANCHARD	Prothèse dentaire	58-02
M. Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mlle Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Reynald	DA COSTA NOBLE	Parodontologie	57-01
M. François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01
M. Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M. Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M. Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M. Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

Mme Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M. Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mlle Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M. Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

ASSISTANTS

M. Terence	BARSBY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme Aurélie	BARSBY-EL-KHODER	Prothèse dentaire	58-02
Mme Mélanie	BOES-HULLMAN	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	CLINKEMAILLIE	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M. Guillaume	CRESTE	Prothèse dentaire	58-02
Mme Hélène	DENOST	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mlle Aurélie	DUARTE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mlle Geraldine	FERRERO-MOURGUES	Orthopédie dento-faciale	56-02
M. Nicolas	GLOCK	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Melle Sandrine	GROS	Orthopédie dento-faciale	56-02
Melle Amandine	LAVAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
Melle Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Melle Maria-Gabriela	MARC	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Matthieu	MEYER	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Melle Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
Melle Virginie	PANNEREC	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Melle Candice	PEYRAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01
M. Cyril	VIDAL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01

REMERCIEMENTS

À notre juge et présidente,

Madame le Professeur Marie-José BOILEAU,

- Professeur des Universités - Praticien Hospitalier
- Sous-section : Orthopédie Dento-Faciale
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur d'Etat en Odontologie
- Docteur de l'Université de Bordeaux 2 : mention Sciences Biologiques et Médicales, option Sciences Odontologiques
- C.E.S d'Orthopédie Dento-Faciale
- C.E.S d'Anthropologie
- C.E.S d'Informatique médicale et générale
- D.E.R.S.O (Diplôme d'Etude et de Recherche en Odontologie)
- Responsable de la sous-section d'Orthodontie Dento-Faciale
- Responsable de l'enseignement du C.E.C.S.M.O et du D.U.O
- Responsable de l'unité médicale de Pellegrin du Département d'Odontologie et de Santé Buccale

Vous avez accepté de présider spontanément cette thèse et je vous en remercie. Je tiens à vous remercier pour votre gentillesse, votre disponibilité et les précieux conseils que vous avez su me prodiguer durant ma 4ème année à l'Hôpital Pellegrin mais aussi concernant les choix à faire lors des résultats de l'internat ainsi que pour les années à venir au sujet de l'orthodontie. Qu'il me soit permis aujourd'hui de vous exprimer ma gratitude et mon profond respect.

À notre juge et directeur,

Monsieur le Docteur Laurent DUSSARPS,

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
- Ancien assistant Hospitalo-Universitaire (Sous-section : Prothèse)
- Attaché hospitalier au CHU de Bordeaux
- C.E.S d'Odontologie légale
- C.E.S de Prothèse amovible partielle
- C.E.S de Prothèse Fixée
- D.U d'Expertise judiciaire, université de Bordeaux IV
- AEU d'implantologie et réhabilitation orale, université de Bordeaux 2
- Maitrise de Sciences Biologiques et médicales
- D.U. Management - qualité en cabinet dentaire

Je vous suis très reconnaissant d'avoir accepté de diriger cette thèse et de m'avoir fait confiance pour mener à bien ce travail à vos côtés. Je tiens à vous remercier pour votre enseignement d'abord lors des TP et ensuite lors du stage actif de 6ème année qui m'a été très bénéfique. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mes remerciements les plus sincères et de mon profond respect.

À notre juge et rapporteur,

Monsieur le Docteur Cyril VIDAL,

- Assistant Hospitalo-Universitaire
- Sous-section : Odontologie Conservatrice et Endodontie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- C.E.S en Odontologie Conservatrice et Endodontie
- D.I.U. Laser et Médecine
- Master 2 Santé Publique et communautaire

Je vous remercie pour la confiance que vous avez bien voulu me témoigner en acceptant d'être le rapporteur de cette thèse après avoir accepté une première fois la codirection de ce travail lors d'une confusion administrative. Je tiens également à vous remercier pour votre enseignement prodigué lors de ma 5ème année à Xavier Arnozan ainsi que pour votre rapidité et votre efficacité. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma reconnaissance, et de mon profond respect.

À notre juge et assesseure,

Mademoiselle le Docteur Elise ARRIVE,

- Maître de Conférence des Universités – Praticien Hospitalier
- Sous-section : Santé Publique
- Doctorat de l'université de Bordeaux 2 mention sciences biologiques et médicales option épidémiologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- DU Prise en charge du VIH et des hépatites virales
- Master 2 Epidémiologie
- DESS Projets de santé en situation de développement
- Vacations de recherches à l'ISPED
- Responsable de la sous-section de santé publique

C'est un grand plaisir de vous voir siéger dans ce jury. Je vous remercie pour vos conseils lors de l'élaboration de ce travail. Ainsi que votre aide lors de ma 5ème année passée à Xavier Arnozan mais aussi lors de l'option santé communautaire nous préparant au Cameroun. Je vous exprime aujourd'hui notre sincère reconnaissance et notre profond respect.

À notre juge et assesseur,

Monsieur le Docteur Philippe POISSON,

- Maître de Conférence des Universités – Praticien Hospitalier
- Sous-section : Santé Publique
- Doctorat de l'université de Bordeaux 2 mention sciences biologiques et médicales option sciences odontologiques
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- C.E.S en Odontologie Légale

Je suis très sensible à l'honneur que vous me faites en acceptant de participer à ce jury de thèse. Je vous remercie également pour votre enseignement lors de ma 5ème année à Xavier Arnozan. Mais aussi votre enseignement dans un domaine qui m'est cher à travers l'odontologie du sport. Je vous exprime aujourd'hui ma sincère reconnaissance.

Nous remercions les laboratoires 3M ESPE© en la personne du Dr Sylvie ZEBULON et Kerr™ en la personne de M. Faycal IRATNI et de M. Laurent CARA pour nous avoir fourni les matériaux nécessaires à la réalisation de notre étude.

Nous tenons à remercier Monsieur Philippe VIOT directeur de l'ENSAM, M. Jean-Luc BAROU Ingénieur ARTS Responsable plateforme dynamique Département DuMAS de I2M (UMR CNRS 5295), pour le temps qu'ils nous ont accordé, les précieux conseils ainsi que pour la mise au point du dispositif nécessaire au support des éprouvettes*, et la mise à disposition de la machine programmée Zwick/Roell Z250 qui nous a permis de réaliser ces essais de dommages sur les éprouvettes*.

Nous remercions également les abattoirs de Bazas et de Mont de Marsan de nous avoir permis de récupérer les dents nécessaires à notre étude.

A ma famille,

A mes parents Agnès et Serge, je vous remercie de m'avoir permis d'accéder à ces études et de m'y avoir encouragé. Vous avez fait de nombreux sacrifices pour nous quatre, et je ne vous en remercierai jamais assez.

A mon frère Yohann et mes sœurs Nadège et Maëlle, je n'aurai pas pu rêver mieux comme fratrie avec une solidarité à toute épreuve, mais aussi Laureen et Gab'.

A ma chérie Océ, je te remercie pour ton amour, ton soutien (« je te soutiens »), tes encouragements et l'aide pour ma thèse mais aussi tout au long de ces presque 6 années passées à tes côtés.

A mes grands-parents Papi serge et Mamie 'Vette, Papi Pierre et Mamie Jo. Il fallait un peu de patience mais la concrétisation de ces études arrive enfin. J'espère que vous en serez heureux. En tout cas je le suis d'avoir un peu grandi à vos côtés pendant ces longues semaines de vacances d'été.

A mes oncles et tantes,
Nathalie et Sylvain, je vous remercie de m'offrir régulièrement un toit sur Rennes (d'ailleurs, je voulais vous demander après ma thèse…, Sylvain je viendrai avec le matériel de kitesurf).
Marc, tu m'as beaucoup encouragé dans mes études et aidé à faire certains choix. Je n'arrêterai pas de prendre conseil auprès de toi.
Yann et Christine, je suis très content de vous avoir retrouvés ces derniers mois car c'était plutôt rare. J'espère passer plus souvent du côté de Lorient.
Hervé, j'espère aussi pouvoir me dégager un peu plus de temps pour passer à Pleurtuit.

A mes cousins et cousines,
Malo et Titou' toujours aussi dingues ne changez rien enfin si un peu. Et mes cousines Sarah, Marion, Chloé. Charlotte que je tiens beaucoup à remercier pour ton aide dans la rédaction de ma thèse et surtout pour les stat'.

A Joëlle et Jean-Marc, je vous remercie d'avoir fait d'Océane ce qu'elle est. Je vous remercie également pour les bons moments que vous m'avez permis de passer dans l'Océan Indien.

A mes amis,

A mes amis de promotion, JB, Pascal, Hadrien, Gautier, Romu, Seb, Alexis, Stéphane, Didi (la team Cameroun), Romain, Raf, Mehdi, Ivan mais aussi toute la promotion. Désolé si j'ai oublié de citer des personnes. Je m'en excuserai en direct auprès de vous et je vous remercierai à ce moment-là ainsi que Charlotte, Sarah, Laura, Luna, Clémentine et Marion.

A mes amis bretons ou assimilés, je vais citer les familles : Les Hugues, les Chauvière, les Cazanave et Maillé, Celton, Decker en gros La Fourberie, Dinard et St Malo. Puis celles rencontrées un peu après Anne-laure, Marie-laure et Clémentine. Encore désolé pour ceux qui sont oubliés.

A mes amis Cestadais, Canéjanais et Gradignanais, Mika, Ingrid, Julie, Arnaud, Antoine, Yohann, Thibault, Clément, Loïc, Kévin, Axel,…

Et à tous les autres d'ici et d'ailleurs que j'ai rencontrés il y a longtemps ou moins longtemps, qui m'ont supporté en 1er année de médecine pour certains, je pense à Cha, Pauline.D, Francois.J, Stéphane.D, Elena et Christopher.K . . .

Table des matières

1 Introduction. 15
2 Revue de la littérature. 16
2.1 Définitions. 16
2.2 Préalable à toute réalisation de RMIPP. 16
2.2.1 La validation préalable du traitement endodontique. 16
2.2.2 Le maintien de l'asepsie. 17
2.2.3 Le maintien de l'étanchéité apicale. 17
2.3 Objectifs des RMIPP. 17
2.4 Le comportement biomécanique de la dent dépulpée. 18
2.5 Indication et caractéristiques d'une RMIPP à tenon fibré. 18
2.5.1 Analyse de la couronne dentaire. 18
2.5.2 Analyse de la racine dentaire. 19
2.5.3 Analyse du parodonte. 20
2.6 Avantages des RMIPP. 20
2.7 Inconvénients des RMIPP à tenon fibré. 21
2.8 Influence et utilité du tenon. 22
2.9 Contre-indications. 24
3 Objectifs de l'étude. 26
3.1 Objectif principal. 26
3.2 Objectifs secondaires. 26
4 Matériel et Méthode. 27
4.1 Le schéma d'étude. 27
4.2 La sélection de la population étudiée. 27
4.3 Préparation des éprouvettes*. 28
4.3.1 Enrobage de résine des dents dans l'écrou. 28
4.3.2 Traitement canalaire. 31
4.3.3 Préparation de l'espace dédié au tenon. 32
4.3.4 Préparation dentaire avant le scellement du tenon. 32
4.3.5 Scellement du tenon et reconstitution coronaire. 32
4.4 Essai de résistance à la fracture. 36
4.4.1 Installation du dispositif. 36
4.5 Recueil des données et analyses statistiques. 38
4.5.1 Recueil des données. 38
4.5.2 Analyses statistiques. 38
5 Résultats. 40
5.1 Analyse statistique de la population étudiée. 40
5.1.1 Statistiques descriptives après constitution des groupes par randomisation. 40
5.1.2 Statistiques descriptives après réalisation des RMIPP. 40
5.2 Analyse statistique de l'objectif principal. 41

5.3 Analyses statistiques des objectifs secondaires. 42
5.3.1 Analyses statistiques en sous-groupes en fonction du matériau utilisé et de la technique employée. 42
5.3.2 Analyse statistique en fonction du matériau utilisé RelyX™Unicem vs NX3 Nexus® indépendamment de la technique utilisée. 43
6 Discussion. 44
6.1 Limites de l'étude. 45
6.2 Nos impressions sur les deux techniques. 46
7 Conclusion. 48
8 Bibliographie. 49
9 Annexes. 55
9.1 Annexe 1, glossaire. 55
9.2 Annexe 2, tableau des valeurs obtenues lors de l'expérimentation. 57
9.3 Annexe 3, propriétés physiques des matériaux utilisés, données des fabricants. 58

1 Introduction.

La restauration d'une perte de substance importante d'une dent dépulpée est une nécessité avant qu'elle soit recouverte d'une coiffe prothétique. Jusqu'au milieu des années 1980, cette restauration pouvait être réalisée de manière directe avec un tenon métallique préfabriqué en combinaison avec différents matériaux insérés en phase plastique (amalgame, CVI, composite) (1), ou indirecte avec la reconstitution corono-radiculaire (RCR) métal (inlay-core), nécessitant une étape de laboratoire.

Depuis les années 1990, les reconstitutions corono-radiculaires par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) avec un tenon fibré collé font partie de notre arsenal thérapeutique. L'amélioration constante des systèmes de collage, tant au niveau de leurs performances que de leurs applications cliniques, permet d'aboutir à des protocoles fiables et reproductibles. Ces reconstitutions collées constituent, dans la limite de leurs indications, une réelle alternative aux RCR métalliques coulées. Elles viennent en remplacement des RMIPP avec un tenon métallique (2). Pour la réalisation de ces RMIPP nous distinguons principalement deux méthodes : la technique injectée en une seule séquence (un seul matériau qui assure à la fois le collage du tenon et reconstitue le moignon) et une technique en deux temps (un ou deux matériaux : l'un pour le collage du tenon et l'autre pour la reconstitution coronaire) (2)(3). Ces différents protocoles ont vu le jour en raison des écarts faits par les cliniciens par rapport à la notice d'utilisation des matériaux mais aussi par l'envie d'exploiter au maximum les matériaux en fonction du conditionnement (seringues, capsules…) ainsi que par l'innovation des produits par les fabricants pour répondre aux besoins des chirurgiens-dentistes (gain de temps, simplification d'utilisation, simplification des procédures) etc.

A ce jour les quelques recherches réalisées pour déterminer l'influence de la méthode de réalisation des RMIPP n'apportent pas de réponse sur le sujet (4)(5). Pourtant des facteurs physico-chimiques (6)(7)(8)(9) susceptibles de jouer un rôle discriminant lors de la polymérisation des RMIPP en une étape ou en deux étapes nous laissent penser qu'une différence de résistance aux dommages peut exister en faveur de la méthode en deux étapes cliniques, sous une contrainte occlusale. Nous pensons aux nombreux facteurs qui influencent le stress de polymérisation : chémopolymérisation (10)(11)(12)(13)(14)(15) ou photopolymérisation (1)(16)(17), facteur-C (18)(19) et stratification (20)(21).

2 Revue de la littérature.

2.1 Définitions.

Les restaurations corono-radiculaires (RCR) collées par tenons fibrés sont aujourd'hui reconnues comme une excellente alternative aux RCR par tenons métalliques coulés ou préfabriqués. Elles sont réalisées en une seule séance au fauteuil avec un matériau qui peut être foulé ou injecté contrairement aux inlay-core qui nécessitent une étape de laboratoire. Elles sont également appelées reconstitutions corono-radiculaires par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) (2).

L'académie nationale de chirurgie dentaire propose les définitions suivantes pour tout type de RCR confondu :

Reconstitution corono-radiculaire : reconstitution qui intéresse à la fois les portions coronaire et radiculaire de la dent : elle concerne toujours une reconstitution complexe qui, pour assurer sa rétention s'adresse à des ancrages radiculaires.

Ancrage Radiculaire : l'ancrage radiculaire est une extension de l'obturation coronaire dans un canal traité, destinée à en augmenter la rétention, lorsque les parois résiduelles de la dent sont insuffisantes (22) (23).

2.2 Préalable à toute réalisation de RMIPP.

La RMIPP représente la continuité du traitement endodontique dont elle assure l'étanchéité coronaire et améliore le pronostic (22)(24). Ca réalisation nécessite les préalables suivant :

2.2.1 La validation préalable du traitement endodontique.

Avant de réaliser une RMIPP, nous veillerons à s'assurer de la bonne qualité du traitement endodontique par une évaluation clinique et radiographique (25).

2.2.2 Le maintien de l'asepsie.

L'asepsie per-opératoire est un élément essentiel pour la réussite du traitement endodontique. La désobturation du canal dentaire, pour la préparation interne de la RMIPP, expose la partie endodontique à une recontamination bactérienne. L'utilisation d'un champ opératoire et l'irrigation canalaire à l'aide d'hypochlorite de sodium limitent le risque bactérien. Cet hypochlorite de sodium peut perturber l'adhésion de certains matériaux, il est possible d'y substituer de la chlorhexidine à 2% (26)(27).

2.2.3 Le maintien de l'étanchéité apicale.

Le maintien de l'étanchéité apicale : la conservation d'au moins 3mm et de préférence 6mm de matériau d'obturation à l'apex permet d'assurer cette étanchéité (28).

2.3 Objectifs des RMIPP.

Les RMIPP ont pour objectif la restauration pré-prothétique dans le but de préserver le comportement physico-mécanique des dents auxquelles elles sont associées (29).

Cette restauration doit :

-assurer l'étanchéité coronaire du système canalaire qui fait suite au traitement endodontique (30).

-restaurer la portion coronaire absente ou lésée pour assurer la rétention de la future restauration prothétique.

-assurer la bonne répartition des contraintes fonctionnelles au sein de la substance coronaire et radiculaire en préservant un maximum de structures dentaires résiduelles aptes à résister aux forces occlusales transmises par le tenon.(31) (22).

-permettre la ré-intervention en limitant les risques lors de la dépose (25).

Les RMIPP se prêtent très bien à cette démarche qu'il est convenu d'appeler « dentisterie adhésive », moins invasive et plus conservatrice des structures dentaires résiduelles (32).

2.4 Le comportement biomécanique de la dent dépulpée.

Les modifications structurelles du tissu dentinaire occasionnée par la pathologie carieuse ou les traumatismes et la mise en forme canalaire lors du traitement endodontique représentent les causes principales de la fragilité de la dent dépulpée (2)(22).

Par rapport à la dent pulpée, la littérature montre que la dent dépulpée n'est pas plus fragile, son comportement biomécanique est proche et sa perte en eau est limitée à 9% de son volume. (29)(22) D'autres auteurs considèrent que cette perte en eau fragilise tout de même la dent (33).

2.5 Indication et caractéristiques d'une RMIPP à tenon fibré.

L'indication d'une reconstitution directe doit être posée en analysant la couronne dentaire, et l'anatomie radiculaire, ainsi que le parodonte (2)(31)(34)(23)(35)(36).

2.5.1 Analyse de la couronne dentaire.

-Le nombre de parois restantes ne doit pas être inférieur à 2 ou 3 (2).

-La hauteur des parois ne doit pas être inférieure au 2/3 de la hauteur initiale et d'au moins 1,5 à 2 mm pour assurer un sertissage périphérique efficace par la couronne.

-L'épaisseur des parois résiduelles doit être égale ou supérieure à 1mm.

-La limite du congé de la préparation prothétique est en position supra gingivale et doit se situer au minimum entre 1.5 et 2mm du futur matériau de reconstitution afin de permettre un cerclage par la future prothèse (37).

-La pose d'un champ opératoire doit être réalisable

-La situation antérieure ou postérieure de la dent est à prendre en compte. D'un point de vue biomécanique, du fait des forces axiales et du grand volume de dentine, les molaires seront plus propices aux RMIPP.

					Reconstitutions indirectes
Nombre de parois	4	3	2	1	0
Hauteur des parois	Totale	2/3	1/3	0	
Épaisseur des parois	> 1 mm	< 1 mm			
Reconstitutions directes					

Figure 1 : Valeurs des paramètres de la couronne dentaire à prendre en compte pour poser l'indication d'une reconstitution corono-radiculaire directe. G. Aboudharam / M. Laurent (35).

2.5.2 Analyse de la racine dentaire.

-L'ampliation pour le logement du tenon doit se faire à minima. La reconstitution doit être sertie par des parois radiculaires dont les épaisseurs ne sont pas inférieures à 1,2mm (29). Un diamètre important de tenon n'augmente pas la rétention mais fragilise la racine. Il faut tendre vers des diamètres compris entre 1 à 1.3mm (29). Le tenon doit « flotter » dans le canal.

-La longueur du tenon doit être la plus élevée possible pour répartir uniformément les contraintes radiculaires et assurer une rétention maximale.
Il faut respecter certains critères cliniques pour la longueur du tenon, il doit (29):

- conserver 3 à 6 mm d'obturation endodontique pour assurer l'étanchéité apicale (28);
- être égal ou supérieur à la hauteur de la couronne clinique ;
- correspondre au moins à la moitié de la hauteur radiculaire incluse dans l'os (Figure 2 **: longueur du tenon en fonction de l'os alvéolaire**);

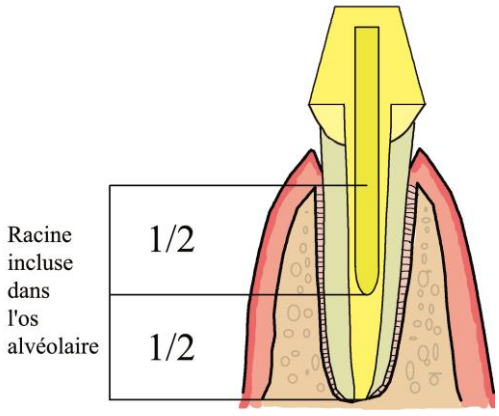


Figure 2 : longueur du tenon en fonction de l'os alvéolaire. Schéma de l'auteur.

- s’adapter à la morphologie radiculaire en conservant une épaisseur dentinaire suffisante pour ne pas fragiliser la racine (38)(39).
- être le plus long possible, surtout dans le secteur antérieur, car les forces de flexion sont réparties le long du tenon. Le tenon fibré répartit mieux les contraintes que le tenon métallique (40).
- s’arrêter avant l’amorce de la courbure.

2.5.3 Analyse du parodonte.

-Dans le cas d’un parodonte fin ou d’une alvéolyse la RMIPP est plus indiquée pour son caractère esthétique en antérieur (36).
-La dent dépulpée subit des déformations sous une pression fonctionnelle qui se concentrent sur la zone cervicale anatomique. Le tenon devra donc être apical par rapport au niveau osseux (22) (41).

2.6 Avantages des RMIPP.

Les matériaux composites ont un module d’élasticité* proche de celui de la dentine (15GPa) et après collage forment avec elle un ensemble homogène qui absorbe les contraintes (22)(29).

Les fibres de verre chimiquement inertes ont d’excellentes qualités mécaniques qui favorisent l’absorption des forces mécaniques subies (1). Elles offrent d’importantes capacités d’adhésion aux colles et aux composites (22)(29).

Avec la technique des RMIPP, l’obturation coronaire qui fait suite à l’obturation endodontique peut être réalisée dans la même séance et sans retirer le champ opératoire. Le potentiel d’étanchéité est supérieur aux inlay-core scellés, prévenant la réinfection bactérienne endodontique (36).

A partir d’une revue systématique de la littérature aucune différence significative concernant le taux d’échec n’a été mise en évidence entre les reconstitutions métalliques coulées et celles à ancrage radiculaire fibré. Mais on note tout de même une tendance en faveur des tenons fibrés (42).

Les RMIPP à tenon en fibre de verre collée ont un aspect esthétique intéressant avec des propriétés optiques proches de la dent naturelle (43). L'homogénéité de la restauration et sa neutralité électronique suppriment l'électro-galvanisme responsable de corrosion en cause dans certaines dyschromies corono-radiculaires (44)(36)(32).

Le tenon est passif, il doit « flotter » dans le canal avec une préparation à minima. L'agent de liaison (qui entoure l'ensemble du tenon) supprime tout contact direct de l'ancrage radiculaire avec les parois dentinaires, ce qui évite une transmission directe des contraintes occlusales aux parois dentinaires. Le collage permet d'obtenir un joint étanche qui présente une résistance à la compression et à la traction non négligeable (2)(29)(32).

Le collage permet de résoudre certains cas cliniques avec une cavité coronaire de faible hauteur et des tenons courts grâce à une rétention majorée de la reconstitution corono-radiculaire (29)(36)(45). Le tenon ne doit pas être plus court que la couronne clinique (46).

Grâce à l'adhésion les contre-dépouilles sont conservées ce qui permet de respecter la dentine coronaire et radiculaire (29). La structure dentaire se trouve mieux préservée améliorant la solidité de la dent dépulpée contrairement aux inlay-core bien que les contre-dépouilles puissent être comblées au laboratoire de prothèse (2)(44)(36).

2.7 Inconvénients des RMIPP à tenon fibré.

-Le protocole de mise en œuvre des RMIPP à tenon fibré est délicat et rigoureux comme pour tout protocole de collage, il est opérateur dépendant (2)(22). Le collage doit être réalisé à l'abri de l'humidité.

-De nombreux impératifs biologiques et mécaniques limitent l'indication des RMIPP au profit de l'inlay-core bien que les RMIPP respectent mieux les objectifs voir 2.3 ci-dessus (2)(29).

-L'indication des RMIPP doit être posée après réalisation de la préparation périphérique prenant en compte les épaisseurs nécessaires à la future prothèse unitaire (22). Cette subtilité est à prendre en compte dans l'organisation globale du cabinet dentaire (plan de traitement, planning du cabinet dentaire, laboratoire de prothèse).

2.8 Influence et utilité du tenon.

Le tenon radiculaire n'est pas obligatoire. Il n'est nécessaire que dans le cas de destruction coronaire importante où la reconstitution ne serait pas suffisamment rétentive (44).

De nombreux auteurs s'accordent pour affirmer que le tenon ne renforce pas la racine. Et au contraire il augmente le risque de fracture. Il est vrai que son principal rôle consiste à servir de tuteur au matériau de restauration coronaire auquel il offre un ancrage canalaire (22).

Cependant d'autres auteurs signalent que l'effet de coin dans la racine dû à la présence du tenon s'exerce en combinaison avec des ciments de scellement dits conventionnels et des tenons métalliques (33). En effet ces ciments ne possèdent pas le module d'élasticité* proche de la dentine des systèmes adhésifs qui enrobent le tenon fibré lors de la technique des RMIPP.

Pour ces mêmes auteurs, certaines études ont prouvé que les techniques adhésives renforcent la racine et préviennent la fracture radiculaire (33)(47)(48). Certains cas cliniques de fracture radiculaire verticale utilisent des techniques adhésives pour assembler les fragments avant de réimplanter la dent (49)(50)(51)(52). Le concept de fragilisation de la racine par le tenon intra-radiculaire devrait sûrement être réévalué au vu de l'évolution des matériaux et des connaissances actuelles.

La passivité du tenon est à obtenir car les premiers tenons fibrés étant de diamètre conséquent nécessitaient une préparation mutilante :

D'un point de vue conservateur, il apparaît choquant d'imposer à la dent des mutilations parfois massives, pour l'adapter à la forme du tenon (32).

D'un point de vue mécanique, le diamètre du tenon n'augmente pas la rétention. Mais il fragilise la racine dentaire. Il convient alors d'oublier la règle erronée des 2/3 cervicaux concernant le diamètre de la préparation pour accueillir le tenon. Il faut tendre vers des diamètres compris entre 1 à 1,3mm (29).

Le logement canalaire pour le tenon d'ancrage doit être réalisé en fonction de la mise en forme lors du traitement endodontique. Certains auteurs proposent l'utilisation des forets de Gates n°3 (diamètre 0,9mm) voir 4 (1,1mm) (53).
D'autres proposent l'utilisation des forets Largo 1 (diamètre 0,7mm), 2 (diamètre 0,9mm) voir 3 (diamètre 1,1mm) (25). Il est conseillé de faire attention aux diamètres des forets aléseurs calibrés proposés dans la plupart des coffrets car ils ont souvent un diamètre important qui ne respecte pas la conservation tissulaire (53). Mais cela est à relativiser car aujourd'hui les fabricants ont pour la plupart revu leur instrumentation avec des diamètres réduits.

L'un des avantages du tenon fibré est son module d'élasticité* proche de celui de la dentine. Cependant, le tenon étant anisotrope du fait de l'orientation longitudinale des fibres, lorsqu'une force axiale est appliquée sur le tenon la quasi-totalité de la force est transmise à la dentine contrairement à une force à 30° ou le comportement du tenon est voisin de la dentine. Il est donc nécessaire de laisser un espace de 1mm de résine de reconstitution entre le sommet du tenon et la coiffe prothétique. Le tenon à base de fibre est choisi de façon à flotter à l'intérieur du logement canalaire pour ne pas être en contact avec les parois dentinaires et se retrouver enrobé dans la résine de reconstitution (32).

Certains tenons fibrés sont translucides afin d'optimiser la photo-polymérisation intra-canalaire (2). Lors d'utilisation de tenon translucide pour la polymérisation il peut être nécessaire de laisser le tenon dépasser pour mettre en contact l'embout de la lampe avec celui-ci et de le sectionner ensuite (54). Cependant l'intensité de lumière transmise à travers le tenon diminue avec la profondeur du canal. Elle devient alors insuffisante pour activer la photo-polymérisation de la résine (55). D'autres auteurs confirment la diminution de la transmission de l'intensité de lumière avec l'augmentation de la profondeur du canal mais trouvent tout de même que les propriétés mécaniques sont améliorées avec un tenon translucide (56). C'est pour cela qu'il nous semble indispensable d'utiliser des résines ayant au minimum une chémo-polymérisation (ou auto-polymérisation).

Concernant la forme du tenon, nous choisirons le tenon cylindro-conique qui concilie rétention et préservation des tissus dentaires. Il représente la meilleure alternative dans les systèmes normalisés (25). Bien que la forme du tenon ne semble pas avoir autant d'influence que le choix du matériau du tenon (57).

2.9 Contre-indications.

-Les RMIPP sont contre-indiquées si les limites cervicales de la perte de substance sont situées à moins de 2mm de la future limite cervicale de la superstructure prothétique. La résistance mécanique de la reconstitution se trouve alors inadaptée aux contraintes supportées par la superstructure (31).

-Les paramètres cliniques qui contre-indiquent de manière générale les reconstitutions corono-radiculaire comme des canaux calcifiés, une racine présentant une courbure très précoce ou une fragilisation excessive de la région cervicale (25).

-Une dent dépulpée n'est pas une indication absolue de prothèse fixée ni d'ancrage radiculaire (58).

-Les dents antérieures plus frêles travaillent essentiellement en cisaillement et flexion ce qui limite l'indication des RMIPP aux situations de faibles pertes de substance et avec un contexte occlusal favorable (53).

-Lors de la réalisation de prothèse plurale, il est plus facile de laisser le prothésiste gérer le parallélisme au laboratoire (36). A cause des contraintes supplémentaires engendrées par une superstructure (couronne fraisée support de prothèse amovible partielle, pilier de bridge, association à un inter en extension), les RMIPP seront contre-indiquées dans ces situations (53). La différence de friction, occasionnée par des différences d'angle de dépouille du moignon contrôlé au laboratoire pour les inlay-core et non contrôlé pour les RMIPP, ou une différence de matériau entre les RMIPP et les inlay-core, doit être prise en compte lors de la reconstitution prothétique globale.

-Le bruxisme est un élément défavorable (53).

-L'impossibilité d'isoler la dent concernée de la salive et de l'humidité idéalement avec la pose d'un champ opératoire contre-indique la réalisation de la RMIPP (36). Ainsi qu'une limite intra-sulculaire (59).

-L‘accès facile à la dent pour y amener matériels et matériaux est un impératif incontournable (53). Cette notion est à relativiser car aujourd’hui les fabricants ont réduit la taille des embouts mélangeurs mais surtout car un traitement endodontique est réalisé au préalable à la RMIPP. Ce dernier sollicite plus de hauteur inter arcade pour sa réalisation.

-Le type de la future restauration prothétique est à prendre en considération. En effet les épaisseurs de préparations pourront changer en fonction du type de couronne (CC, CCM, CCC).

3 Objectifs de l'étude.

3.1 Objectif principal.

Comparer deux groupes pour évaluer la résistance aux dommages de deux méthodes de réalisation de RMIPP à tenon en fibre de verre collé réalisées sur des dents de veaux. Nous avons utilisé les matériaux suivants : NX3 Nexus® third generation (Kerr™, Orange USA), RelyX™ Unicem 2 Automix (3M ESPE©, St Paul USA), Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE©, St Paul USA), l'adhésif Optibond™ XTR (Kerr™, Orange USA) (SAM2) et Scotchbond™ Universal (3M ESPE©, St Paul USA) (M&R2).

Groupe 1 : La RMIPP a été réalisée en une étape clinique comprenant le collage du tenon en même temps que la restauration coronaire avec un seul matériau, l'ensemble étant polymérisé à la fin de la séquence.
Groupe 2 : La RMIPP a été réalisée en deux étapes cliniques comprenant le collage du tenon avec un premier matériau polymérisé suivi de la reconstitution coronaire par stratification.

3.2 Objectifs secondaires.

Comparer l'influence du matériau utilisé, RelyX™ Unicem 2 ou le NX3 Nexus® sur la résistance aux dommages de la RMIPP, en fonction de la méthode utilisée mais également indépendamment de la méthode de réalisation.

Pour cela nous avons constitué des sous-groupes.

	RelyX™ Unicem 2	NX3 Nexus®
1 temps clinique	1a	2a
2 temps cliniques	1b	2b

.

4 Matériel et Méthode.

4.1 Le schéma d'étude.

Nous avons réalisé une étude comparative de résistance aux dommages entre un groupe (n=30) concerné par la méthode en une étape clinique et un groupe (n=30) concerné par la méthode en deux étapes cliniques.

4.2 La sélection de la population étudiée.

Nous avons réalisé notre étude sur des dents de veaux. Les veaux étaient âgés d'environ 6 mois, ce qui correspond à l'âge de leur abattage. Nous avons réalisé l'étude sur les incisives centrales maxillaires. Les veaux proviennent de l'abattoir de Mont de Marsan. Les dents ont été extraites début août 2013 et conservées à 6°C dans du sérum physiologique (NaCl 0.9% Versol®) après avoir été débarrassées des résidus de desmodonte sur la racine à l'aide d'une lame de bistouri. Nous avons extrait environ 150 dents sans carie, fêlure ni fracture. Nous avons sélectionné 60 dents de dimension mésio-distale, vestibulo-palatine et corono-apicale équivalentes et un apex le plus fermé possible. Les 60 dents sont réparties en quatre groupes une à une par la fonction « ALEA.ENTRE.BORNES(1;4)» du logiciel Excel2007®.. Nous avons obtenu deux groupes de 15 dents concernées par la méthode en un temps clinique et deux autres groupes de 15 dents concernés par la méthode en deux temps cliniques.

Groupe 1 n=30 (une étape clinique) :

Groupe 1a (n=15) : collage du tenon et reconstitution coronaire avec RelyX™ Unicem 2

Groupe 1b (n=15) : collage du tenon et reconstitution coronaire avec NX3 Nexus®

Groupe 2 n=30 (deux étapes cliniques) :

Groupe 2a (n=15) : collage du tenon avec RelyX™ Unicem 2 et reconstitution coronaire avec Filtek™ Supreme XTE

Groupe 2b (n=15) : collage du tenon NX3 Nexus® et reconstitution coronaire avec Filtek™ Supreme XTE

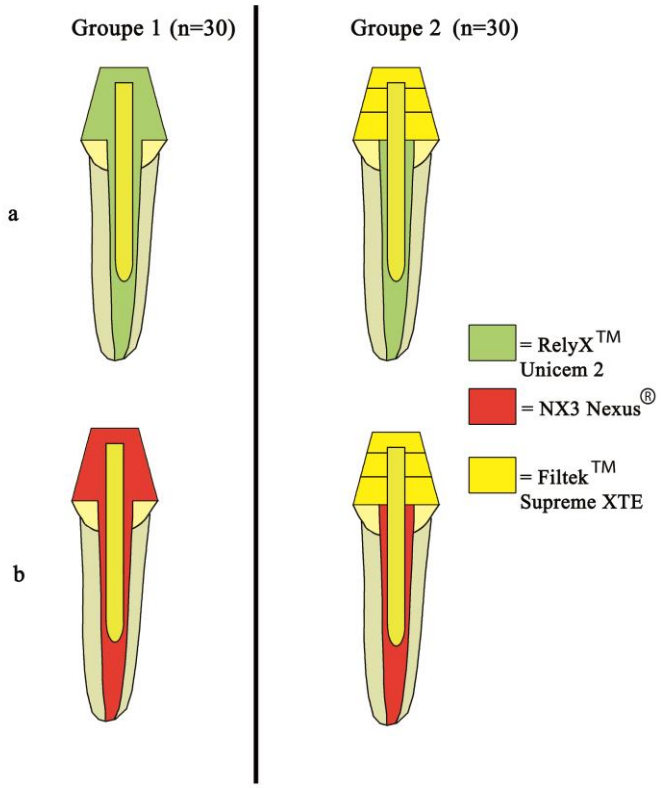


Figure 3 : Schématisation des deux groupes comparés. Schéma de l'auteur.

4.3 Préparation des éprouvettes*.

L'éprouvette* destinée à l'essai de compression est constituée de la dent avec la RMIPP enrobée de résine époxy dans un écrou 6 pans (d=12mm ; k=19mm ; h=40mm). Ces étapes ont été réalisées début janvier 2014.

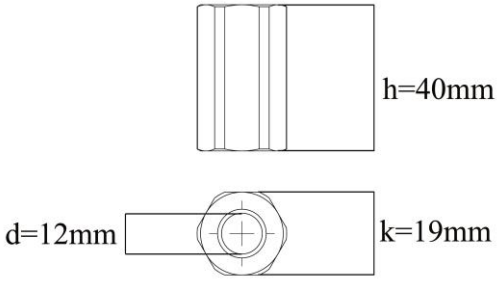


Figure 4 : Cotes de l'écrou. Schéma de l'auteur.

4.3.1 Enrobage de résine des dents dans l'écrou.

Les dents ont été numérotées de 1 à 60 sur la face vestibulaire. Ainsi le groupe 1a correspond aux dents de 1 à 15, le 1b de 16 à 30, le 2a de 31 à 45 et le 2b de 46 à 60. Un trait de marquage est réalisé 2 mm au-dessous de la jonction émail-cément (JEC) la plus apicale.

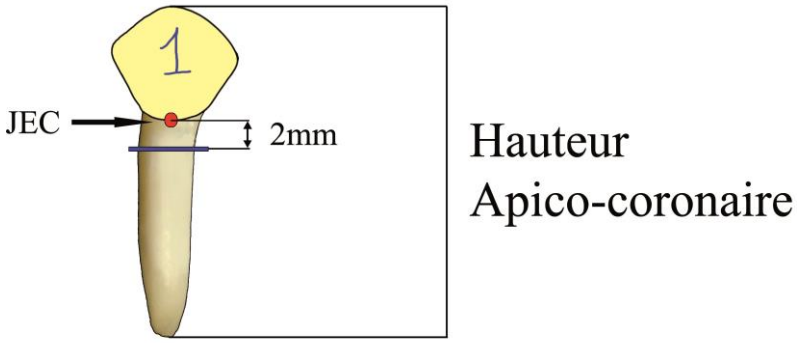


Figure 5 : Mesure effectuée avant enrobage de la dent dans l'écrou. Position du repère sous la JEC. Schéma de l'auteur.

Nous avons mesuré la hauteur apico-coronaire ainsi que les distances mésio-distale et vestibulo-palatine au niveau du repère situé 2 mm en dessous de la JEC (trait bleu), afin de réaliser des statistiques descriptives des différents groupes étudiés.

Chaque écrou a été gravé du numéro de la dent placée dans celui-ci. Le numéro a été gravé du côté de la face palatine afin de préserver l'orientation de la dent lors des essais mécaniques.

Une boule de cire a été placée à l'apex pour éviter une remontée de résine dans le canal dentaire lors de l'enrobage de la dent par la résine. Une gaine de téflon a été positionnée au-dessus du marquage (trait bleu) de 2mm pour protéger la couronne des résidus de résine d'enrobage après polymérisation.



Figure 6 : Gaine de téflon et bouchon de cire. Photo de l'auteur.

La hauteur de la dent a été fixée grâce à un boulon vissé dans l'écrou de façon à ce que le repère situé 2 mm au-dessous de la JEC affleure la surface de l'écrou (Figure 7 **: Ecrou avec le boulon pour positionner la dent dans le sens apico-coronaire**).

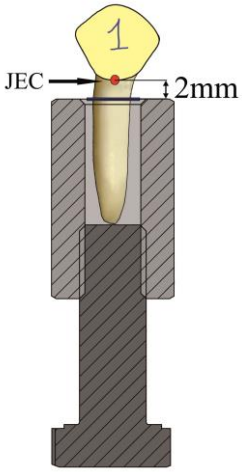


Figure 7 : Ecrou avec le boulon pour positionner la dent dans le sens apico-coronaire. Schéma de l'auteur.

La dent a été centrée et l'ensemble stabilisé par un plot de mastic époxy (Figure 8 **: Plot de mastic époxy pour maintenir la dent en position centrée (flèche rouge)**).

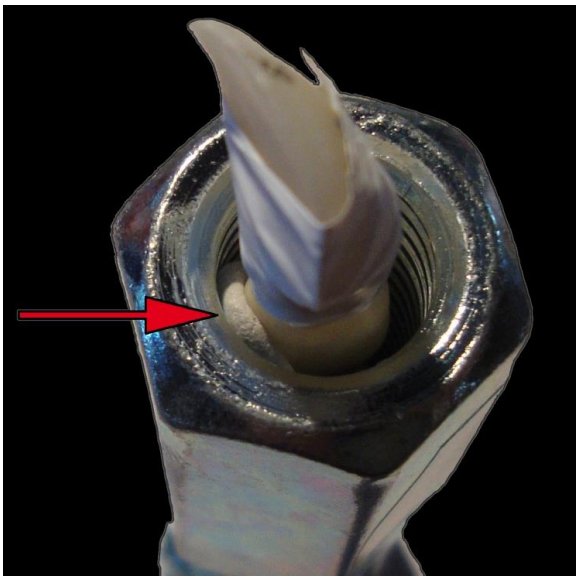


Figure 8 : Plot de mastic époxy pour maintenir la dent en position centrée (flèche rouge). Photo de l'auteur.

Une fois le mastic polymérisé (20 minutes) le boulon a été retiré. Un film plastique était mis en place pour obstruer l'écrou dans sa partie basse (Figure 9 **: Film plastique pour obstruer l'écrou**).



Figure 9 : Film plastique pour obstruer l'écrou. Photo de l'auteur.

La résine époxy injectée à l'aide d'une seringue doit être suffisamment liquide pour s'écouler dans l'écrou et enrober la dent. Nous avons attendu 24 heures de polymérisation.

4.3.2 Traitement canalaire.

Un nouveau trait de marquage a été réalisé 2 mm au-dessus de la partie la plus apicale de la JEC. La couronne dentaire a été sectionnée perpendiculairement à son grand axe au niveau de ce marquage avec un disque diamanté 911HP Komet (Figure 10 : Repère situé à 2mm pour couper la couronne.

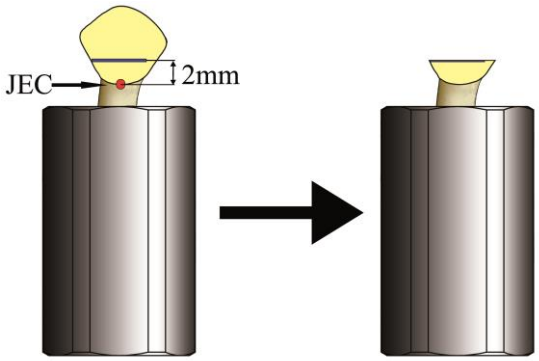


Figure 10 : Repère situé à 2mm pour couper la couronne. Schéma de l'auteur.

Nous avons réalisé un alésage canalaire avec un racleur manuel de 0,40mm de diamètre pour éliminer les résidus pulpaires de la dentine canalaire. Nous avons effectué une irrigation canalaire à l'hypochlorite de sodium à 2,5% puis avec une solution de sérum physiologique. Nous n'avons pas réalisé d'obturation canalaire.

4.3.3 Préparation de l'espace dédié au tenon.

Le diamètre du canal dentaire est suffisamment grand pour ne pas réaliser d'alésage et accueillir le tenon sans frottement. Pour s'en assurer le foret calibré correspondant au tenon a été inséré dans chaque canal.

4.3.4 Préparation dentaire avant le scellement du tenon.

Nous n'avons pas réalisé de cerclage périphérique. Nous avons ajusté les matrices de coffrages ACCOR® (Premier®, Hannover Allemagne) au niveau cervical puis coupé au niveau coronaire pour effectuer la reconstitution coronaire par l'accès occlusal de la matrice. Nous avons réglé la hauteur de la matrice aux alentours de 5mm légèrement en excès. Le réglage de la hauteur était ajusté après la réalisation des RMIPP.
Le canal dentaire a été séché. Un repère pour faciliter l'insertion du tenon a été réalisé au feutre marqueur à 4 mm du sommet. Ce qui correspond à une insertion de 16mm du tenon. Celui-ci a été désinfecté à l'alcool à 70°.

4.3.5 Scellement du tenon et reconstitution coronaire.

Nous avons utilisé des tenons RelyX™ Fiber Post (3M ESPE©, St Paul USA) déjà silanés. :

	Code-couleur	Longueur	Diamètre apical	Diamètre coronaire	Conicité
Taille 3	Bleu	20 mm	0.9 mm	1.9 mm	5,72° (10%)

Figure 11 : Caractéristique du tenon RelyX™ Fiber Post utilisé.

Nous avons utilisé la lampe Bluephase® de Ivoclar Vivadent en mode high 1.200mW/cm² pour chaque étape nécessitant une photopolymérisation. La photopolymérisation était effectuée au plus proche du matériau sur la dent. Pour chacun des matériaux nous avons suivi les recommandations données par les fabricants.

- Groupe 1a (n=15) : collage du tenon et reconstitution coronaire avec RelyX™ Unicem 2 (auto-mordançant, auto-adhésif).

En une seule étape, nous avons rempli le canal avec RelyX™ Unicem 2 puis nous avons inséré le tenon en veillant à laisser 4 mm dépasser de la surface dentaire. La matrice ACCOR® déjà ajustée était en place. L'apport de matériau était effectué par l'ouverture occlusale. L'ensemble a été photopolymérisé 40 secondes par la face occlusale.

- Groupe 1b (n=15) : collage du tenon et reconstitution coronaire avec NX3 Nexus®

Nous avons utilisé l'adhésif Optibond™ XTR (SAM2). Nous avons appliqué l'adhésif sur le tenon. Il était séché avec un léger flux d'air pour éviter l'accumulation de l'adhésif. L'adhésif a été photopolymérisé pendant 10 secondes. Optibond™ XTR Primer a été appliqué pendant 20 secondes avec une microbrush contre les parois à coller puis séché à l'air pendant 5 secondes. Optibond™ XTR Adhesive a été appliqué pendant 15 secondes avec une microbrush contre les parois à coller. Nous n'avons pas polymérisé l'adhésif car il était à prise dual.

Nous avons rempli en une étape le canal avec le matériau NX3 Nexus®, puis nous avons inséré le tenon en laissant 4 mm dépasser de la surface dentaire. La matrice ACCOR® déjà ajustée était en place. L'apport de matériau était effectué par l'ouverture occlusale. L'ensemble a été photopolymérisé 20 secondes par face.

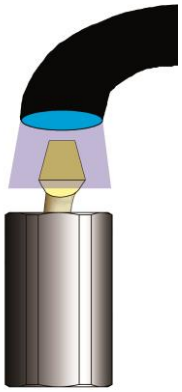


Figure 12 : RMIPP en une étape avec une seule polymérisation. Schéma de l'auteur.

- Groupe 2a (n=15) : collage du tenon RelyX™ Unicem 2 et reconstitution coronaire avec le composite Filtek™ Supreme XTE

1er étape : Nous avons rempli le canal avec RelyX™ Unicem 2 puis nous avons inséré le tenon en veillant à laisser 4 mm dépasser de la surface dentaire. A cette étape nous avons effectué une photopolymérisation de 40 secondes par la face occlusale.

2ème étape : Nous avons appliqué un gel de mordançage d'acide phosphorique à 35%, Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE, St Paul USA), pendant 15 secondes, rincé abondamment à l'eau claire et séché par jet d'air exempt d'eau et d'huile, sans sécher excessivement. Nous avons appliqué Scotchbond™ Universal (M&R2) avec une microbrush sur l'intégralité de la structure coronaire en brossant pendant 20 secondes.

Nous avons dirigé un jet d'air doux sur le liquide pendant environ 5 secondes jusqu'à ce que le liquide ne bouge plus et que le solvant se soit complètement évaporé. Nous avons photopolymérisé l'adhésif pendant 10 secondes.
La matrice ACCOR® déjà ajustée a été mise en place. L'apport de matériau était effectué par l'ouverture occlusale. Nous avons foulé le composite de reconstitution coronaire Filtek™ Supreme XTE par stratification sans dépasser 2 mm d'épaisseur et photopolymérisé entre chaque apport pendant 20 secondes.

- Groupe 2b (n=15) : collage du tenon NX3 Nexus® et reconstitution coronaire avec un composite

1er étape : Nous avons utilisé l'adhésif Optibond™ XTR. Nous avons appliqué l'adhésif sur le tenon. Il était séché avec un léger flux d'air pour éviter l'accumulation de l'adhésif. L'adhésif a été photopolymérisé pendant 10 secondes. Optibond™ XTR Primer a été appliqué pendant 20 secondes avec une microbrush contre les parois à coller puis séché à l'air pendant 5 secondes. Optibond™ XTR Adhesive a été appliqué pendant 15 secondes avec une microbrush contre les parois à coller. Nous n'avons pas polymérisé l'adhésif car il était à prise dual. Nous avons rempli le canal avec le matériau NX3 Nexus®, puis nous avons inséré le tenon en veillant à laisser 4 mm dépasser de la surface dentaire. A cette étape nous avons effectué une photopolymérisation de 20 secondes par la face occlusale.

2ème étape : Nous avons réalisé les mêmes manipulations que pour la 2ème étape du groupe 2a.

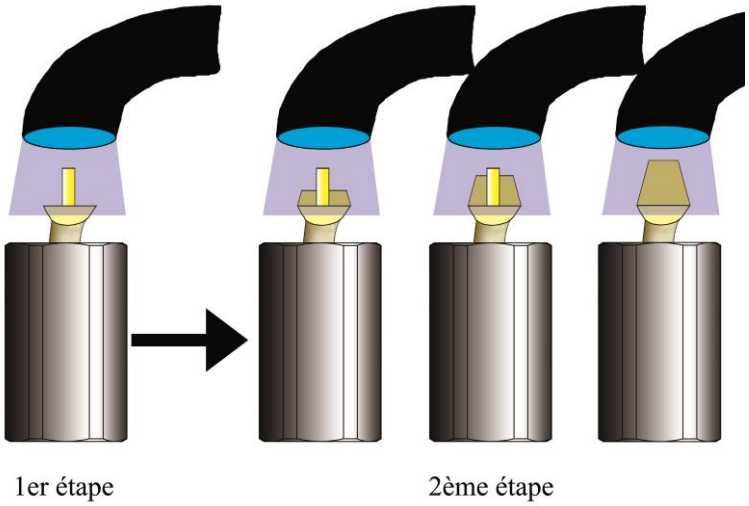


Figure 13 : RMIPP en deux étapes avec plusieurs polymérisations. Schéma de l'auteur.

Nous avons enlevé la matrice ACCOR® de coffrage sur chaque échantillon. Nous avons mesuré la hauteur de la reconstitution coronaire. Un repère est marqué à 5 mm de hauteur. L'excédent est coupé au disque diamanté 911HP Komet®.

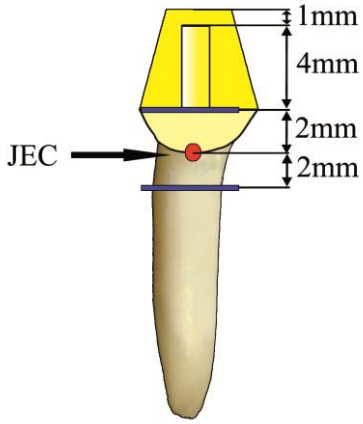


Figure 14 : Cotation théorique de la RMIPP. Schéma de l'auteur.

Nous avons mesuré : la hauteur (sommet de l'écrou – sommet de la RMIPP), le plus grand contour mésio-distal et le plus grand contour vestibulo-palatin (non visible sur Figure 15 : Mesure effectuée après la RMIPP) Le plus grand contour était situé au niveau de la jonction dent-RMIPP à 2mm au-dessus de la JEC, afin de réaliser des statistiques descriptives de nos différents groupes pour vérifier leur bonne comparabilité après nos manipulations.

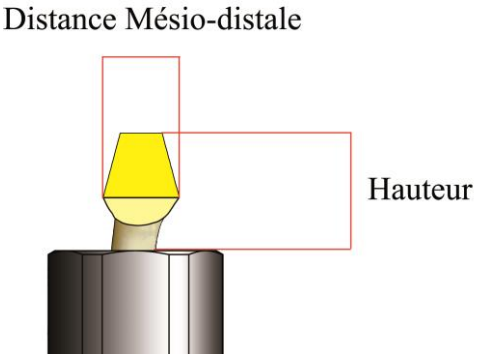


Figure 15 : Mesure effectuée après la RMIPP. Schéma de l'auteur.

4.4 Essai de résistance à la fracture.

4.4.1 Installation du dispositif.

Nous avons percé chaque éprouvette* de deux trous de 5.8mm de diamètre de part en part de l'écrou. Le centre de ces trous était situé pour l'un à 7mm et pour l'autre à 21mm du bas de l'écrou sur la face correspondant à la face palatine de la dent.

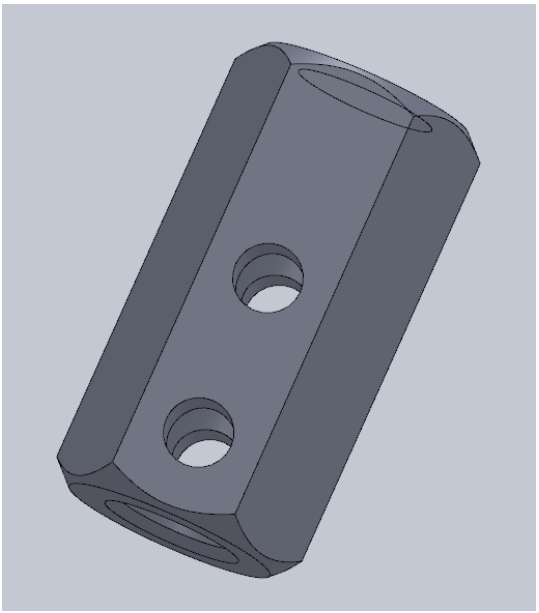


Figure 16 : Position des perçages dans l'écrou. Réalisé avec Solidworks (Dassault Systemes) par l'auteur

Ces perçages permettent de visser avec deux boulons l'éprouvette* sur un plan incliné à 45°.

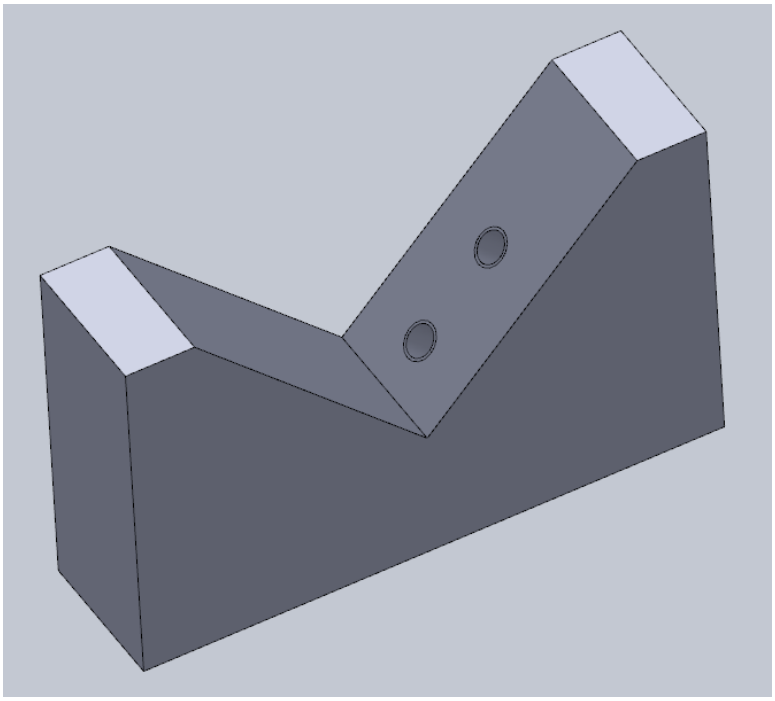


Figure 17 : Support avec les taraudages pour viser l'éprouvette* sur un plan à 45°. Réalisé avec Solidworks (Dassault Systemes) par l'auteur.

Nous avons un angle de 135° entre le grand axe de la dent et la direction de la force représentée par le mobile*. Le mobile* qui appuyait sur le sommet de la reconstitution au niveau palatin était un cylindre de 2,5cm de diamètre. Le contact se faisait au niveau de la surface latérale du cylindre.

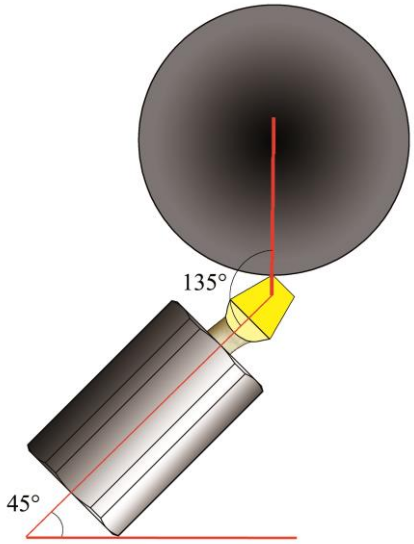


Figure 18 : Schématisation des angles obtenus par le positionnement de l'éprouvette*, ainsi que la position du mobile* cylindrique. Schéma de l'auteur.

Le mobile* descendait à une vitesse de 1,5mm/min jusqu'au dommage (la fracture/fêlure ou décollement de la RMIPP ou de la structure dentaire) afin d'enregistrer la contrainte maximale* sur chaque éprouvette*. Les essais de compressions ont été réalisés en mars 2014.

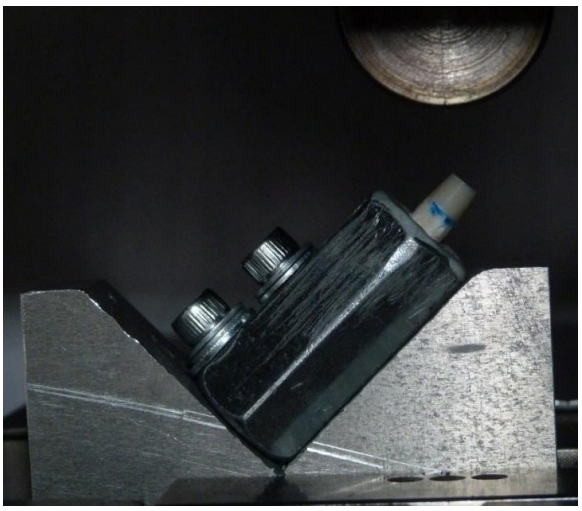


Figure 18a : Eprouvette vissé en place, vue de coté. Photo de l'auteur.

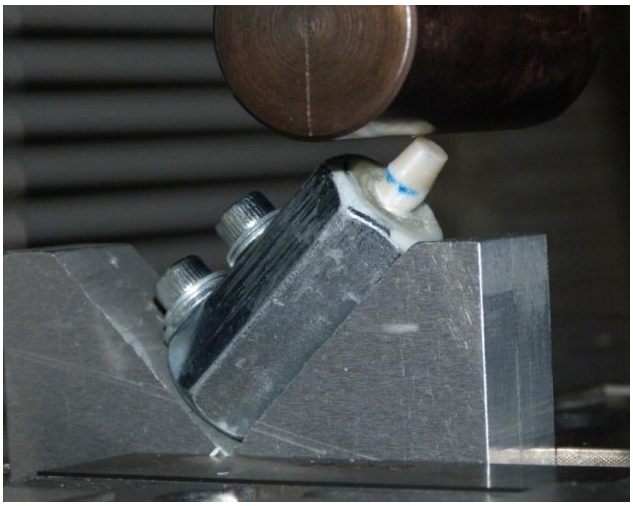


Figure 18b : Eprouvette vissé en place, vue de trois quart. Photo de l'auteur.

4.5 Recueil des données et analyses statistiques.

4.5.1 Recueil des données.

Les données étaient visualisées sous forme d'un graphique sur le moniteur de la machine Zwick/Roell Z250. Elles ont ensuite été enregistrées dans un fichier .TRA que nous avons ouvert à l'aide du logiciel Excel 2007®. Nous avons obtenu une série de données Temps/Force dans un tableur Excel. Les courbes temps/force étaient reconstituées sur Excel afin de lire graphiquement la force maximale avant une chute brutale de celle-ci pour chaque éprouvette* ce qui correspondait au dommage subi. Cette valeur en newton était la contrainte maximale*. Nous l'avons retranscrit dans Excel pour les 60 éprouvettes*.

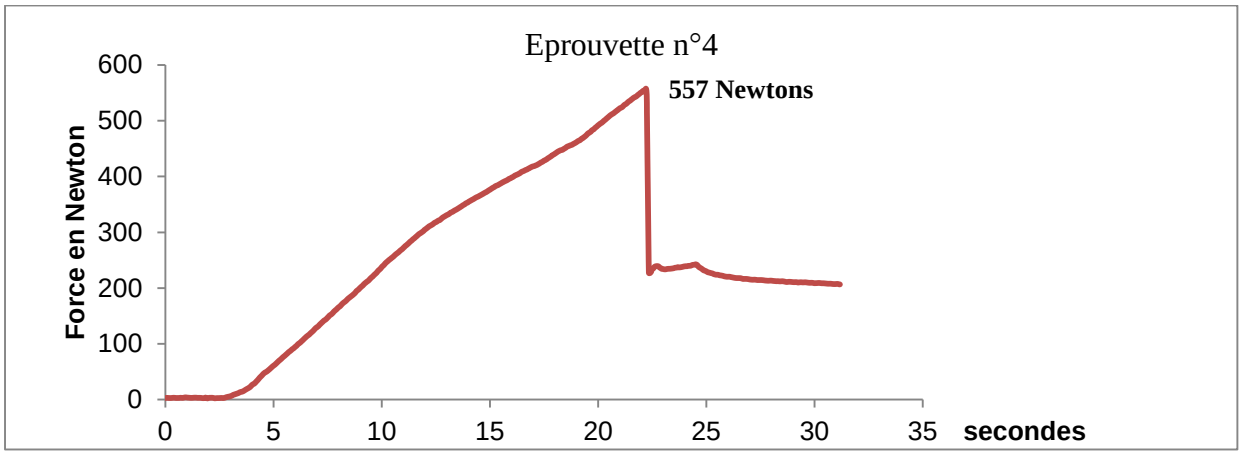


Figure 19 Exemple de lecture graphique avec l'éprouvette* n°4

4.5.2 Analyses statistiques.

4.5.2.1 Calcul du nombre d'unité statistique nécessaires.

Le manque d'articles originaux sur le sujet ne nous a pas permis de calculer le nombre d'unités statistiques nécessaires de manière optimale. La décision d'utiliser 30 sujets dans chaque groupe a été prise.

4.5.2.2 Logiciel de statistique et données analysées.

Le logiciel Epi info 7 a été utilisé pour le calcul des statistiques. Nous avons utilisé le test statistique non paramétrique de Kruskal-Wallis adapté pour les échantillons de petites tailles. Nous avons comparé l'influence de la méthode de mise en œuvre des RMIPP dans la résistance aux dommages entre les groupes 1 et 2.

Mais aussi entre les groupes 1a, 1b, 2a, et 2b pour observer l'influence des matériaux en rapport avec la méthode de mise en œuvre sur la résistance à la facture des RMIPP ainsi que pour comparer l'influence du choix du matériau RelyX™ Unicem 2 ou NX3 Nexus® quel que soit le choix de la méthode.

Ces tests statistiques permettent de déterminer s'il existe une différence significative au risque $\alpha^*=0,05$ entre les groupes.

5 Résultats.

5.1 Analyse statistique de la population étudiée.

5.1.1 Statistiques descriptives après constitution des groupes par randomisation.

	Groupe 1 (n=30) Moyenne* (Ecart-type*)	Groupe 2 (n=30) Moyenne* (Ecart-type*)
Hauteur corono-apicale (mm)	38,27 (1,87)	38,47 (2,06)
Distance mésio-distale (mm)	6,03 (0,56)	6,16 (0,57)
Distance vestibulo-palatine (mm)	6,10 (0,48)	6,13 (0,51)

Tableau 1 : Statistiques descriptives. Mesure réalisée avant inclusion dans l'écrou.

Le tableau 1 correspondait à la mesure effectuée juste après la randomisation des dents afin de constituer les deux groupes 1 et 2 et leur sous-groupe a et b. Il s'agissait de la hauteur apico-coronaire et des distances mésio-distales et vestibulo-palatines relevées à 2mm en dessous de la JEC.

5.1.2 Statistiques descriptives après réalisation des RMIPP.

	Groupe 1 (n=30) Moyenne* (écart-type*)	Groupe 2 (n=30) Moyenne* (écart-type*)
Hauteur corono-apicale (mm)	8,93 (0,61)	8,91 (0,44)
Distance mésio-distale (mm)	7,23 (0,83)	7,70 (0,82)
Distance vestibulo-palatine (mm)	6,72 (0,34)	6,78 (0,28)

Tableau 2 : Statistiques descriptives. Mesure réalisée après la réalisation des RMIPP.

Le tableau 2 correspondait aux mesures effectuées à la fin de la RMIPP après avoir déposé la matrice et contrôlé la bonne hauteur de 5mm de la RMIPP.

5.2 Analyse statistique de l'objectif principal.

	Force en Newton					
	Minimum*	Q1	**Médiane***	Q3	Maximum*	Q3-Q1
Groupe 1 (n=30)	219	462	**562**	618	1007	156
Groupe 2 (n=30)	410	468	**579**	832	1130	364

Tableau 3 : Statistiques descriptives, objectif principal. Q1 = 1er quartile*, Q3 = 3ème quartile*, Q3-Q1 = interquartile*.

Concernant la technique de mise en œuvre des RMIPP, nous n'avons pas montré de différence significative entre les deux groupes (p = 0,3147), au seuil 5%.

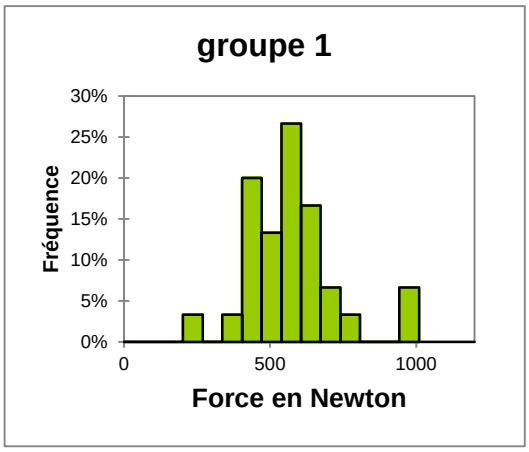


Tableau 4 : Histogramme ; Résultat du groupe 1

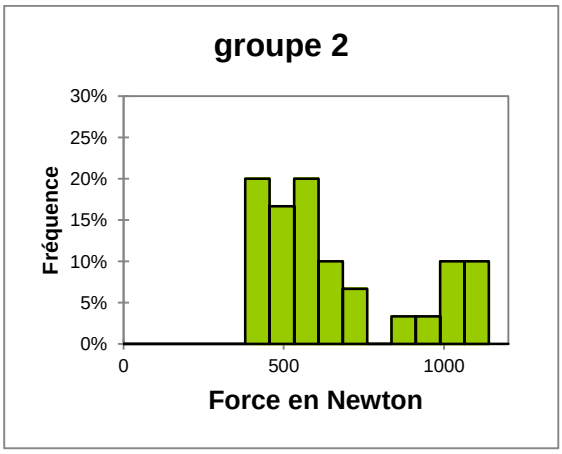


Tableau 5 : Histogramme ; Résultat du groupe 2

5.3 Analyses statistiques des objectifs secondaires.

5.3.1 Analyses statistiques en sous-groupes en fonction du matériau utilisé et de la technique employée.

	Force en Newton					
	Minimum*	Q1	**Médiane***	Q3	Maximum*	Q3-Q1
Groupe 1a (n=15)	432	470	**557**	598	698	128
Groupe 1b (n=15)	219	470	**587**	699	1007	229
Groupe 2a (n=15)	412	507	**583**	705	1002	198
Groupe 2b (n=15)	410	472	**570**	1008	1130	658

Tableau 6 : Statistiques descriptives; objectifs secondaires. Q1 = 1er quartile*, Q3 = 3ème quartile*, Q3-Q1 = interquartile*.

Pour l'analyse statistique des sous-groupes, nous n'avons pas montré de différence significative entre les quatre groupes, concernant la technique de mise en œuvre des RMIPP associée aux différents matériaux utilisés (p = 0,6500), au seuil 5%.

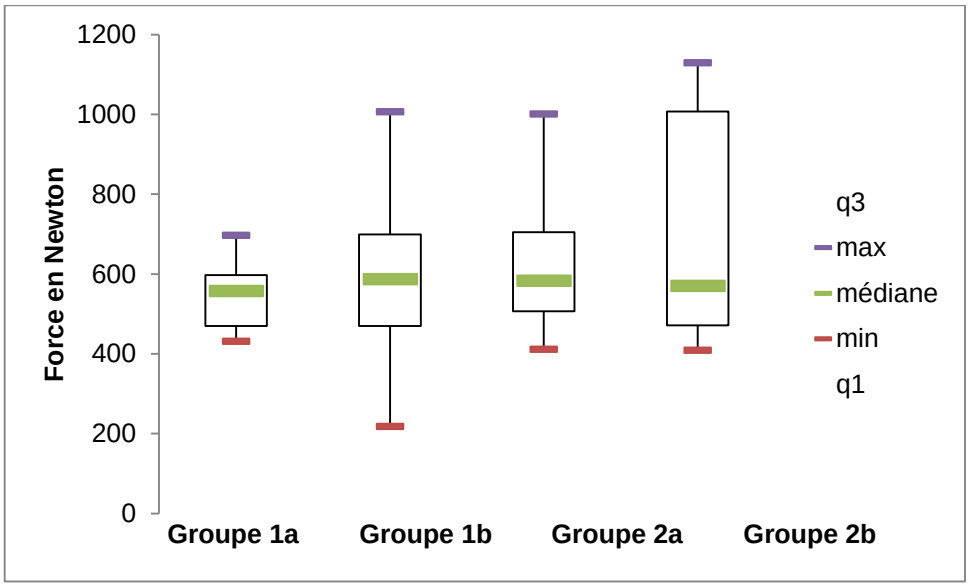


Figure 20 : Boîte de Tukey ; objectif secondaire

5.3.2 Analyse statistique en fonction du matériau utilisé RelyX™Unicem vs NX3 Nexus® indépendamment de la technique utilisée.

	Force en Newton					
	Minimum*	Q1	**Médiane***	Q3	Maximum*	Q3-Q1
NX3 Nexus® (n=30)	219	468	**579**	783	1130	315
RelyX™ Unicem 2 (n=30)	412	466	**566**	642	1002	176

Tableau 7 : Statistique descriptive; NX3 Nexus® vs RelyX™ Unicem 2. Q1 = 1er quartile*, Q3 = 3ème quartile*, Q3-Q1 = interquartile*.

Lorsque que le matériau utilisé était le seul critère de jugement indépendamment de la technique de mise en œuvre des RMIPP, nous n'avons pas montré de différence significative entre le groupe NX3 Nexus® et le groupe RelyX™ Unicem (p = 0,5201), au seuil 5%.

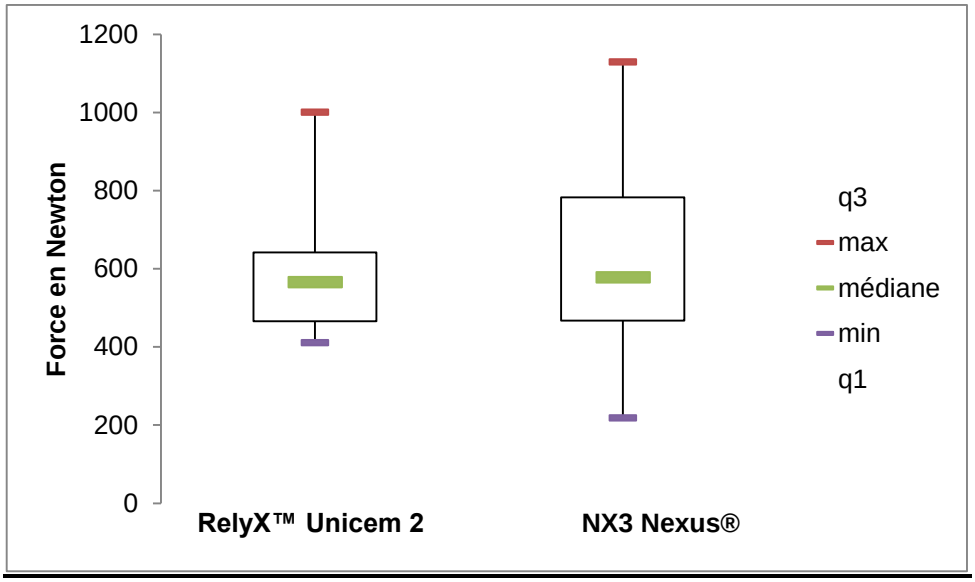


Figure 21 : Boîte de Tukey; NX3 Nexus® vs RelyX™ Unicem 2

6 Discussion.

La résistance aux dommages de l'ensemble dent/RMIPP ne présente pas de différente significative selon que nous utilisons une technique en un temps clinique (groupe 1) ou en deux temps cliniques (groupe 2). Nous notons tout de même que la médiane* de la contrainte maximale* observée est légèrement plus élevée dans le groupe 2 mais surtout que la valeur maximale et le troisième quartile* étaient plus élevés dans le groupe 2. Nous pouvons supposer qu'une différence significative pourrait être trouvée avec un nombre d'échantillons supérieur ce qui n'est pas le cas dans le cadre de notre étude. La répartition des différentes contraintes maximales observées ne suivait pas une distribution gaussienne dans le groupe 2. Cela peut s'expliquer par un nombre plus important de dents ayant une superficie de RMIPP (distance mésio-distale X distance vestibulo-palatine) au-dessus de la moyenne*.

Nous obtenons le même résultat, pas de différente significative, lorsque nous comparons la résistance aux dommages en fonction de la technique de mise en œuvre des RMIPP associée aux différents matériaux utilisés (groupes 1a, 1b, 2a et 2b). Cependant nous observons des valeurs maximales et le troisième quartile* plus élevés dans le groupe 2b correspondant au NX3 Nexus ®. Nous n'obtenons pas de différence significative non plus lorsque nous comparons le RelyX™ Unicem 2 avec le NX3 Nexus® indépendamment de la technique utilisée.

Malgré le peu d'étude existant sur ce sujet, cette conclusion est corroborée par l'étude de Young-Hoi Kim et Jong-Hyuk Lee (4) qui se rapproche le plus de notre expérimentation, mais aussi de l'étude de M. Naumann et Co. (5) qui ne trouve pas de différence à utiliser un composite de scellement pour la reconstitution coronaire plutôt qu'un composite conventionnel. Selon notre étude, nous pouvons dire qu'il n'y a pas d'impact sur la résistance de la reconstitution à choisir entre une méthode en un temps clinique ou en deux temps cliniques.

6.1 Limites de l'étude.

Cependant nous n'avons pas pu utiliser de dents humaines pour une question d'agrémentation de l'ENSAM. Les dents de veaux ont déjà été utilisées dans d'autres études expérimentales (60)(61) mais cela pose le problème de la transposition des résultats à l'homme. Pour certains auteurs il existe des similitudes et la dent de veau peut être utilisée comme alternative (62) (63). Pour d'autres la dent de veau n'est pas indiquée selon les essais effectués (64)(65).

Les dents ont été stockées pendant une période de 6 mois dans une solution de sérum physiologique puis 3 mois au sec après avoir réalisé les RMIPP. Ces paramètres peuvent avoir des influences sur le collage des résines ou la résistance des tenons fibrés pour certains auteurs (66)(67). Pour d'autres ils n'ont pas d'influence significative (68). Nous pensons qu'il pourrait alors y avoir des conséquences sur les résultats obtenus sur la résistance aux dommages des RMIPP.

D'autres éléments de l'étude nous éloignent d'une situation clinique, notamment l'absence de traitement endodontique ; mais cela nous permet d'éviter la polémique sur le ciment d'obturation endodontique qui pourrait selon certains auteurs (69)(70) avoir une influence sur l'adhésion de la résine. Nous évitons le risque d'induire des micro-fêlures apicales (71). De plus en supprimant cette étape nous diminuons le facteur opérateur-dépendant sur la manipulation de chaque dent.

Nous n'avons pas réalisé de couronne prothétique et pourtant une étude a montré que la valeur enregistrée pour la fracture de la reconstitution diffère selon l'étape prothétique (72), ni de cerclage périphérique alors qu'il a été prouvé que ce cerclage est bénéfique à la résistance à la fracture (37). Nous pensons que ces paramètres n'influenceraient pas l'objectif de l'étude qui était de comparer deux techniques de réalisation de RMIPP. De plus cela retire des étapes opérateur-dépendantes susceptibles d'introduire des biais.

L'énergie de la lampe à photopolymériser Bluephase® utilisée en mode high à 1.200mW/cm² permet d'obtenir de très bonnes propriétés mécaniques de la résine mais en contrepartie la contraction de polymérisation augmente. Ceci pourrait influencer les résultats obtenus au cours de notre expérimentation (73).

Nous pouvons discuter le type de force utilisée. Pour notre étude nous avons appliqué une vitesse constante de 1,5mm/min jusqu'au dommage de l'éprouvette*. Or en situation clinique nous sommes plutôt confrontés à des forces cycliques. Les valeurs obtenues dans ces conditions seraient différentes. (74)(72) Nous pouvons ajouter que la contrainte maximale* médiane* dans les deux groupes est bien au-dessus des forces développées lors de la mastication physiologique. (75)

Lors de la réalisation du système de fixation de l'éprouvette* sur le plan incliné à 45°, nous avons réalisé deux perçages au travers de l'écrou. L'un des deux perçages passe au travers de la partie apicale de la racine dans certains cas. Ceci est un biais potentiel. En effet le perçage a pu initier des fêlures/fractures ou des décollements avant que le test de fracture ne soit réalisé.

Nous avons également eu quelques difficultés à lire graphiquement la courbe de force, certaines courbes étant multipics. Nous devions distinguer ce qui correspondait à un mouvement parasite de l'éprouvette* ou bien à une fracture/fêlure. Un autre dispositif d'éprouvette* devrait être pensé pour permettre de faciliter la fixation sur le support à 45° et éliminer au maximum les mouvements parasites.

6.2 Nos impressions sur les deux techniques.

Concernant la technique en un temps clinique. Elle représente pour nous :

- des avantages : un gain de temps et de simplicité, et encore plus avec le RelyX™ Unicem 2 qui est un produit auto-mordançant et auto-adhésif.

- des inconvénients : difficulté à contrôler la bonne position du tenon fibré lorsque celui-ci est recouvert par la résine au niveau coronaire ; la possibilité d'inclure des bulles dans la reconstitution.

Concernant la technique en deux temps cliniques. Elle représente pour nous :

- des avantages : un meilleur contrôle de chaque étape, avec le bon positionnement du tenon fibré avant polymérisation ; un compactage du composite coronaire permettant d'éviter l'inclusion de bulles.

- des inconvénients : cette technique est beaucoup plus longue à mettre en œuvre que celle en un temps clinique.

7 Conclusion.

Nous rappelons que les RMIPP ont pour objectif l'étanchéité coronaire du système canalaire, la rétention de la future restauration prothétique et la bonne répartition des contraintes fonctionnelles au sein de la structure coronaire et radiculaire résiduelle. Ces reconstitutions sont une alternative intéressante aux RCR métalliques coulées mais ne les remplacent pas. En effet les RMIPP répondent à des indications bien précises qui peuvent nuire à l'organe dentaire reconstitué si elles ne sont pas respectées.

Pour réaliser une RMIPP nous avons vu qu'il existe plusieurs techniques. Mais quasiment aucun auteur ne les a confrontées les unes aux autres en prenant comme critère de jugement la résistance aux dommages.

Dans le cadre de notre étude nous avons conclu qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux méthodes évaluées de réalisation de RMIPP. D'autres critères devront être évalués pour choisir l'une ou l'autre méthode comme le temps de réalisation, le coût, la facilité de manipulation, etc.

Nous avons relevé de nombreuses différences entre chaque essai du même type.(76)(72)(74) Nous pensons qu'il est nécessaire d'harmoniser ce type d'essai à l'image du test ISO 14801 pour les implants dentaires ou la norme ISO 11405 pour les tests d'adhésion des matériaux dentaires avec par exemple des indications pour la conservation des dents. Ceci afin de pouvoir comparer les différentes études entre elles.

Notre travail constitue une étude exploratoire sur le sujet. Nous pensons qu'il serait intéressant d'approfondir ces recherches sur un plus grand échantillon.

8 Bibliographie.

1. Le Bell-Rönnlöf AM. Fibre-reinforced composites as root canal posts. [Turku]: University of Turku distribution: Turku University Library; 2007.

2. Bataillon-Linez P, Linez M, Deveaux É. Les RMIPP à tenon fibré : quand, pourquoi, comment ? Rev D'odonto-Stomatol. 2010 Sep;(39):187–209.

3. Déjou J, Aboudharam G. Restauration adhésive de la dent dépulpée : mode ou progrès thérapeutique ? L'information Dent. 2012 février;94(6):23–42.

4. Kim Y-H, Lee J-H. Influence of modification in core building procedure on fracture strength and failure patterns of premolars restored with fiber post and composite core. J Adv Prosthodont. 2012;4(1):37.

5. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Meyer-Lückel H, Frankenberger R. Self-adhesive cements as core build-ups for one-stage post-endodontic restorations?: Self-adhesive cements as core build-ups. Int Endod J. 2011 Mar;44(3):195–202.

6. Faria-e-Silva AL, Fabião MM, Arias VG, Martins LRM. Activation mode effects on the shear bond strength of dual-cured resin cements. Oper Dent. 2010 Oct;35(5):515–21.

7. Arrais CAG, Kasaz A de C, Albino LGB, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. Braz Oral Res. 2010 Jun;24(2):245–9.

8. Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. Clin Oral Investig. 2012 Apr;16(2):505–12.

9. Ferracane J. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):36–42.

10. Di Francescantonio M, Aguiar TR, Arrais CAG, Cavalcanti AN, Davanzo CU, Giannini M. Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. Eur J Dent. 2013 Jan;7(1):81–5.

11. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J Dent. 2008 Jun;36(6):418–26.

12. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Davanzo C, Giannini M. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. Oper Dent. 2010 Jun;35(3):295–9.

13. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil. 2001 Nov;28(11):1022–8.

14. Jongsma LA, de Jager N, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2012 Oct;28(10):1080–8.

15. Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. Oper Dent. 2011 Apr;36(2):196–204.

16. Rouhollahi MR, Mohammadibasir M, Talim S. Comparative Depth of Cure Among Two Light-Cured Core Build-Up Composites By Surface Vickers Hardness. J Dent Tehran Iran. 2012;9(3):255.

17. Taneja S, Kumari M, Gupta A. Evaluation of light transmission through different esthetic posts and its influence on the degree of polymerization of a dual cure resin cement. J Conserv Dent JCD. 2013 Jan;16(1):32–5.

18. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. J Dent. 2011 Jun;39(6):422–9.

19. 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. 2012 Jul;28(7):722–8.

20. Kwon Y, Ferracane J, Lee I-B. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. Dent Mater. 2012 Jul;28(7):801–9.

21. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? Dent Mater. 2008 Nov;24(11):1501–5.

22. Laplanche O, Leforestier E, Medioni E, Bolla M. Les reconstitutions corono-radiculaires: principes généraux et critères de décision. Strat Prothétique. 2008 Sept;8(4):255–68.

23. Bulletin de l'Académie nationale de chirurgie dentaire. Rapport sur l'utilisation des reconstitutions coronaires préprothétiques à ancrage radiculaire [Internet]. Académie Nationale de Chirurgie Dentaire; 2005 p. 179–85. Report No.: 48. Disponibilité sur: http://www.academiedentaire.fr/publications/bulletin

24. Aryanpour S, Sabbagh J, Van Nieuwenhuysen J-P. Facteurs influençant le résultat à long terme des traitements endodontiques. Cah Prothèse. 2001 Dec;(116):7–19.

25. Laviole O, Bartala M. Restaurations coronaires préprothétiques à ancrage radiculaire : clinique et laboratoire. EMC, Paris (Elsevier Masson SAS), Médecine buccale, 28-730-V-10, 2009.

26. Reddy MSC, Mahesh MC, Bhandary S, Pramod J, Shetty A, Prashanth MB. Evaluation of effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin using two-step self-etch and one-step self-etch bonding systems: a comparative in vitro study. J Contemp Dent Pract. 2013 Apr;14(2):275–80.

27. Danielle Ferreira de Assis, Maíra do Prado, Renata A Simão. Effect of disinfection solutions on the adhesion force of root canal filling materials. J Endod. 2012 Jun;38(6):853–5.

28. Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Gorfil C, Smidt A. Restoration of Endodontically Treated Teeth Review and Treatment Recommendations. Int J Dent [Internet]. 2010 Jan 26 [consulté le 14/11/13];2009. Disponibilité sur: http://www.hindawi.com/journals/ijd/2009/150251/abs/

29. Geoffrion J, Bartala M. Economie tissulaire et préparations des ancrages corono-radiculaires. Cah Prothèse. 2003 décembre;(124):63–70.

30. Pertot W-J, Machtou P. L'étanchéité coronaire : facteur de réussite du traitement endodontique. Cah Prothèse. 2001 décembre;(116):21–9.

31. ANAES. Reconstitutions coronaires préprothétiques coulées et insérées en phase plastique, indications et contre indications. L'information Dent. 2004 décembre;86(42):2971–4.

32. Koubi S, Weissrock G, Tassery H, Brouillet J-L. Reconstitutions corono-radiculaires collées fibrées qu'en est-il ? L'information Dent. 2008 juin;90(25):1382–92.

33. Roulet JF, Degrange M. Collage et adhésion: la révolution silencieuse. Paris: Quintessence international; 2000.

34. Decup F, Cazier S, Cottreel L, Florida S, Lasfargues JJ. Réussir la reconstitution corono-radiculaire. L'information Dent. 2008 mai;90(22):1190–4.

35. Aboudharam G, Laurent M. Evolution et indications des reconstitutions corono-radiculaires indirectes. Cah Prothèse. 2001 décembre;(116):61–71.

36. Raux F, Degrange M. Les reconstitutions corono-radiculaires adhésives: Quand? Comment? Entret Bichat 2010 Odonto-Stomatol. 2010;19–22.

37. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule Effect: A Literature Review. J Endod. 2012 Jan;38(1):11–9.

38. Kıvanç BH, Alaçam T, Ulusoy ÖİA, Genç Ö, Görgül G. Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems. Int Endod J. 2009;42(11):997–1003.

39. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: The effects of post system and dentine thickness. J Biomech. 2013 Oct 18;46(15):2572–7.

40. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Soares PV, Saltarelo RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of Ferrule, Post System, and Length on Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Anterior Teeth. J Endod [Internet]. [consulté le 14/11/13]; Disponibilité sur http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239913008601

41. Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. J Dent. 2006 Nov;34(10):790–5.

42. Borg-Real C, Bolla M, Leforestier E, Laplanche O, Muller-Bolla. Choix d'un type de reconstitution corono-radiculaire : revue systématique de la littérature. Cah Prothèse. 2008 juin;(142):59–70.

43. Seguela V, Soenen A, Laviole O, Bartala M. Reconstitution corono-radiculaire et systèmes tout-céramique. Cah Prothèse. 2011 Sep;(155):15–27.

44. Sarfati E. Les reconstitutions corono-radiculaires. L'information Dent. 1999 avril;81(17):1201–8.

45. Etienne O, Descamp F, Toledano C. Apport des reconstitutions collées en dentisterie esthétique. L'information Dent. 2009 février;91(6):264–70.

46. Adanir N, Belli S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. Eur J Dent. 2008 Jan;2(1):23–8.

47. Gonthier S, Cheylan J, Degrange M. Scellement et collage des reconstitutions corono-radiculaires. Cah Prothèse. 2001 Mar;(113):35–47.

48. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. Int J Prosthodont. 2005 Oct;18(5):399–404.

49. Arikan F, Franko M, Gürkan A. Replantation of a vertically fractured maxillary central incisor after repair with adhesive resin. Int Endod J. 2008 Feb;41(2):173–9.

50. Kawai K, Masaka N. Vertical root fracture treated by bonding fragments and rotational replantation. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. 2002 Feb;18(1):42–5.

51. Oztürk M, Unal GC. A successful treatment of vertical root fracture: a case report and 4-year follow-up. Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol. 2008 Oct;24(5):56–60.

52. Unver S, Onay EO, Ungor M. Intentional re-plantation of a vertically fractured tooth repaired with an adhesive resin. Int Endod J. 2011 Nov;44(11):1069–78.

53. D'aubarède Q, Casier S, Oliveira-guyon L, Lasfargues J, Decup F. La restauration corono-radiculaire adhésive : procédure clinique. Clinic (Paris). 31:31–41.

54. Brouillet J, Koubi S. Reconstitutions corono-radiculaires collées et tenons à base de fibres Considérations cliniques. Cah Prothèse. 2001 décembre;(116):51–9.

55. Dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RTR da C, de Castro Albuquerque R, Santos Corrêa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. J Endod. 2008 Mar;34(3):299–302.

56. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, et al. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2009 Jul;25(7):837–44.

57. Albuquerque R de C, Polleto LT de A, Fontana RHBTS, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003 Sep;30(9):936–43.

58. Bukiet F, Tirlet G. Contemporary aesthetic care for nonvital teeth: conservative treatment options. Pract Proced Aesthetic Dent PPAD. 2005 Aug;17(7):467–472; quiz 474.

59. Harti CE, Bernoussi JE. Reconstitutions corono-radiculaires foulées : apport des tenons en fibre de carbone. Clinic (Paris). 2004;25(5):269–78.

60. Leme AA, Pinho AL, de Gonçalves L, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Effects of silane application on luting fiber posts using self-adhesive resin cement. J Adhes Dent. 2013 Jun;15(3):269–74.

61. Zogheib LV, Vasconcellos LGO, Salvia ACRD, Balducci I, Pagani C, Bottino MA, et al. Fracture resistance of bovine incisors restored with different glass fiber posts: effect of the diameter of fiber post. Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res. 2012 Oct;23(5):623–7.

62. Titley KC, Childers S, Kulkarni G. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. Eur Arch Paediatr Dent Off J Eur Acad Paediatr Dent. 2006 Dec;7(4):246–52.

63. Fonseca RB, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Barbosa GAS, Soares CJ. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. Arch Oral Biol. 2004 Nov;49(11):919–22.

64. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. Am J Dent. 1990 Dec;3(6):253–8.

65. Rüttermann S, Braun A, Janda R. Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. PloS One. 2013;8(3):e59181.

66. Vano M, Carvalho C, Sedda M, Gabriele M, García-Godoy F, Ferrari M. The influence of storage condition and duration on the resistance to fracture of different fiber post systems. Am J Dent. 2009 Dec;22(6):366–70.

67. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LAF, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc 1939. 2007 Dec;138(12):1599–603.

68. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. J Prosthet Dent. 2010 Aug;104(2):92–7.

69. Alfredo E, de Souza ES, Marchesan MA, Paulino SM, Gariba-Silva R, Sousa-Neto MD. Effect of eugenol-based endodontic cement on the adhesion of intraradicular posts. Braz Dent J. 2006;17(2):130–3.

70. Dias LLL, Giovani AR, Silva Sousa YTC, Vansan LP, Alfredo E, Sousa-Neto MD, et al. Effect of eugenol-based endodontic sealer on the adhesion of intraradicular posts cemented after different periods. J Appl Oral Sci Rev FOB. 2009 Dec;17(6):579–83.

71. Adorno CG, Yoshioka T, Jindan P, Kobayashi C, Suda H. The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. Int Endod J. 2013 Aug;46(8):763–8.

72. Sterzenbach G, Rosentritt M, Frankenberger R, Paris S, Naumann M. Loading Standardization of Postendodontic Restorations *In Vitro* : Impact of Restorative Stage, Static Loading, and Dynamic Loading. Oper Dent. 2012 Jan;37(1):71–9.

73. Asmussen E, Peutzfeldt A. Densité d'énergie, densité de puissance et mode de polymérisation : influence sur quelques propriétés des résines composites photo-polymérisables. Rev Odontostomatol (Paris). 2006;35(3):147–59.

74. Naumann M, Sterzenbach G, Pröschel P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations in vitro: Linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;74B(2):829–34.

75. Boileau MJ, Sampeur-Tarrit M, Bazert C. Physiologie et physiopathologie de la mastication. EMC, Paris (Elsevier Masson SAS), Médecine buccale 28-155-M-10, 2008.

76. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. J Oral Rehabil. 2009 Apr;36(4):299–312.

9 Annexes.

9.1 Annexe 1, glossaire.

1er quartile

Le 1er quartile sépare les 25% inférieurs des données

3ème quartile

Le 3ème quartile sépare les 25% supérieurs des données.

Contrainte maximale

La contrainte maximale correspond à la force (Newton) maximale obtenue avant la fracture, fêlure, ou décollement de l'éprouvette* lors de la charge par le mobile*.

Ecart-type

L'écart-type est égal à la racine carré de la variance. Il permet de mesurer la dispersion autour de la moyenne* d'un ensemble de données.

Eprouvette

L'éprouvette est la pièce destinée à être testée lors de l'essai mécanique. Dans notre cas il s'agit de la dent intégrée à l'écrou.

Espace interquartile

L'espace interquartile est la différence entre le troisième quartile et le premier quartile. Il correspond à l'étendue de la série statistique après élimination de 25% des valeurs les plus faibles et de 25% des valeurs les plus fortes.

Maximum

Le maximum est la plus grande valeur d'un ensemble de données.

Médiane

La médiane est la valeur de la variable telle que 50% des observations lui soient inférieures et 50% supérieures.

Minimum

Le minimum est la plus petite valeur d'un ensemble de données.

Mobile

Le mobile est l'objet qui se déplace avec la traverse mobile pour venir appuyer sur l'éprouvette* à tester afin de transmettre la force fournie par la machine.

Module d'élasticité

Le module d'élasticité peut être déterminé en traction, compression ou flexion. Le module d'élasticité correspond à la pente de la courbe (y = f(x)) contrainte = f(déformation) dans sa portion linéaire. Un matériau ayant un module d'élasticité élevé subira moins de déformation qu'un matériau ayant un module d'élasticité faible à contrainte équivalente.

Moyenne

La moyenne s'applique à une variable quantitative. Elle est la somme de toutes les valeurs observées divisée par le nombre total d'observations.

Risque alpha

Le risque alpha est la probabilité de conclure à tort à une différence dans un test statistique alors que cette différence n'existe pas dans la réalité.

.

9.2 Annexe 2, tableau des valeurs obtenues lors de l'expérimentation.

Variable	#	GROUPE 1 (n=30)	#	GROUPE 2 (n=30)
Contrainte maximal (Newton)	1	618	31	675
	2	451	32	443
	3	650	33	735
	4	557	34	1002
	5	486	35	583
	6	454	36	459
	7	599	37	585
	8	596	38	575
	9	436	39	435
	10	432	40	555
	11	565	41	566
	12	518	42	944
	13	559	43	412
	14	698	44	864
	15	495	45	658
	16	491	46	704
	17	1000	47	428
	18	344	48	1007
	19	448	49	1130
	20	800	50	423
	21	608	51	1008
	22	1007	52	570
	23	617	53	511
	24	665	54	1130
	25	565	55	410
	26	733	56	609
	27	219	57	464
	28	435	58	479
	29	559	59	1120
	30	587	60	523

9.3 Annexe 3, propriétés physiques des matériaux utilisés, données des fabricants.

Mechanical Properties overview

Properties	RelyX™ Unicem 2 Automix (lc)
Flexural strength [MPa]	99
Compressive strength [MPa]	291
Modulus of elasticity [GPa]	6.6
Surface hardness [MPa]	190
Film thickness [µm]	13
Water sorption [µg/mm$_3$]	28
Solubility [µg/mm$_3$]	0
Expansion after 1 month [%]	0.63

Source: 3M ESPE internal data



Figure 22 : RelyX™Unicem

Kerr NX3 Nexus Third Generation

NX3 Propriétés Physiques

Propriétés	NX3 Dual	NX3 Photo
Work/Gel time	1 min 30 sec	N/A
Temps de prise	2 min 30 sec	N/A
Epaisseur de Film	13 microns	17 microns
Translucidité		
clear	66%	67%
Blanc	46%	45%
Jaune	45%	44%
Blanc opaque	15%	14%
bleach	24%	23%
Résistance à la fléxion	128 MPa	145 MPa
Résistance à la compression	406 MPa	409 MPa
Radiopacité	330%	330%

Figure 23 : NX3 Nexus®

	Level	Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative (DEB shades)	Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative (T shades)	Filtek™ Supreme XT Universal Restorative (DEB shades)
Compressive Strength	MPa	370.56	394.01	361.37
	StDev	15.13	25.05	23.78
Diametral Tensile Strength	MPa	86.12	90.64	85.53
	StDev	3.91	1.40	5.47
Flexural Strength	MPa	165.14	157.98	165.90
	StDev	13.59	8.16	5.40
Flexural Modulus	MPa	11348.00	9180.00	11436.00
	StDev	271.00	431.00	442.00
Fracture Toughness	K1c	1.84	1.51	1.92
	StDev	0.19	0.03	0.21
Shrinkage	%	1.97	2.48	2.06
	StDev	0.03	0.06	0.06
Polish Retention				
Initial	Mean	94.83	93.83	92.81
	StDev	1.03	1.39	2.35
500 cycles	Mean	86.82	88.04	83.09
	StDev	5.77	6.01	6.08
1000 cycles	Mean	83.32	85.72	78.73
	StDev	5.96	5.60	7.69
2000 cycles	Mean	76.55	82.83	69.74
	StDev	6.43	5.12	8.57
3000 cycles	Mean	73.19	82.01	62.89
	StDev	5.99	5.96	8.69
4000 cycles	Mean	70.33	81.23	56.63
	StDev	5.52	4.15	7.28
5000 cycles	Mean	69.66	79.80	53.48
	StDev	5.36	6.05	8.19
6000 cycles	Mean	68.62	79.72	54.73
	StDev	4.77	4.42	7.75
3-Body Wear Rate	um lost	5.61	6.54	5.07
	StDev	0.63	0.50	0.80

Figure 24 : Filtek™ Supreme XTE

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, le Directeur de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :