

**UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

---

ANNEE 2021

2021-TOU3-3054

**THESE**

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

Présentée et soutenue publiquement  
par

**Lori ASSALIT**

Le 07 Octobre 2021

**L'interface de collage post-endodontique : étude *in vitro* de différents matériaux**

Directeurs de thèse : Dr FISSE Jérôme et Dr CANCEILL Thibault

---

**JURY**

Président :	Pr DIEMER Franck
1 <sup>er</sup> assesseur :	Dr GEORGELIN-GURGEL Marie
2 <sup>ème</sup> assesseur :	Dr BLASCO-BAQUE Vincent
3 <sup>ème</sup> assesseur :	Dr CANCEILL Thibault
4 <sup>ème</sup> assesseur :	Dr FISSE Jérôme



## Faculté de Chirurgie Dentaire

### ➔ DIRECTION

#### DOYEN

M. Philippe POMAR

#### ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONOT  
Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

#### DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

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 NOIRRI-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, Mme Anaïs DIVOL,

### 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  
Assistant : M. Julien ROSENZWEIG  
Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, Mme Géromine FOURNIER  
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 : Mme Léonore COSTA-MENDES, M. Clément CAMBRONNE  
Adjoint 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 : Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY, Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI  
Adjoint d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Maxime LUIS

## **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. Jérôme FISSE, M. Sylvain GALLAC, Mme Sophie BARRERE, Mme Manon SAUCOURT  
M. Ludovic PELLETIER, M. Nicolas ALAUX  
Adjoint d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean-Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE

#### PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR  
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT, M. Antoine GALIBOURG,  
M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION, Mme Caroline DE BATAILLE, Mme Margaux  
BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE  
Adjoint d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Louis  
Philippe GAYRARD, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE,  
M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND  
M. Thierry DENIS

#### 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  
Adjoint d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET, M. Damien OSTROWSKI

-----  
Mise à jour pour le 01 septembre 2021

## REMERCIEMENTS

A mon directeur de thèse, le Dr Fisse Jérôme, pour m'avoir épaulé pendant toute la durée de ma thèse. Merci pour le partage de tes connaissances et pour ta pédagogie.

A mon co-directeur de thèse, le Dr Canceill Thibault, pour m'avoir guider dans toute l'élaboration de mon protocole et la réalisation de celui-ci. Merci pour ta patience et pour ta grande aide sans quoi tout ceci n'aurait été possible.

Merci à mes parents et à ma famille sans qui je ne serais pas là où je suis. Merci de m'avoir soutenue dans tous mes projets et de m'avoir accompagné avec autant de bienveillance. Vous m'avez donné énormément de force pour traverser tout ça.

Merci à mes amis proches pour leur soutien sans faille : Marion, Clarisse, Camille, Morgan, Alban.

Merci à mes amis de fac avec qui j'ai passé des années formidables, partagé des moments incroyables. Merci à la plage : Mathilde A., Salomé, Pauline, Astrid, Mathilde C., Anaïs, Eléonore. Merci à Rémy pour m'avoir aidé pour la compilation de ma thèse et de m'avoir soutenu dans mon étude. Merci à Lamisse, une si belle rencontre, à tous nos moments passés en clinique.

Merci aux Dr Kerbirio et Ibanes, pour m'avoir fait confiance pour mes débuts. Merci à toute l'équipe du cabinet pour m'avoir fait progresser dans les meilleures conditions possibles.

Merci aux Dr Giallo et Sandrin, pour leur confiance et pour m'avoir permis de réaliser mon rêve de projet de vie.

A notre président de thèse,

**Monsieur le Professeur Franck DIEMER**

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur de l'Université Paul Sabatier
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse
- Responsable du Diplôme universitaire d'hypnose
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d'Odontologie du Sport
- DEA de pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail

*Nous sommes extrêmement reconnaissants d'avoir accepté la présidence de ce jury.  
Nous vous remercions pour la passion et la qualité associée à vos enseignements ou dans la  
pratique clinique tout au long de nos études.  
Veuillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre reconnaissance la plus  
sincère.*

A notre jury de thèse,

**Madame le Docteur Marie GEORGELIN-GURGEL**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Ancienne Interne des Hôpitaux
- D.E.A MASS « Lyon III »
- Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales
- Doctorat D' Université – Université d' Auvergne-Clermont

*Nous vous remercions vivement pour avoir accepté la participation à ce jury.*

*Nous vous remercions pour votre dévouement et votre gentillesse durant toutes ces années  
d'études.*

*Veillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre reconnaissance la plus  
sincère.*

A notre jury de thèse,

**Monsieur le Docteur BLASCO-BAQUE Vincent**

- Maître de Conférence Universitaire et Praticien Hospitalier d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur de l'Université Paul Sabatier
- Diplôme Inter-Universitaire d'Endodontie de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse
- Diplôme Universitaire de Pédagogie en Santé de l'université Paul Sabatier
- Responsable Diplôme Universitaire de Médecine bucco-dentaire du Sport
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- HDR

*Nous vous remercions vivement pour avoir accepté la participation à ce jury.*

*Nous vous remercions pour vos conseils pratiques et théoriques tout le long de nos études.*

*Veillez trouver ici, l'assurance de nos sentiments les meilleurs et de notre vive reconnaissance.*

A notre co-directeur de thèse,

**Monsieur le Docteur CANCEILL Thibault**

- Maître de Conférences Universitaire et Praticien Hospitalier d’Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Master 1 Santé Publique : Biostatistiques, modélisation et méthodologie des essais cliniques
- Master 2 de Physiopathologie : du moléculaire au médical
- C.E.S Biomatériaux en Odontologie
- D.U de Conception Fabrication Assisté par Ordinateur en Odontologie (CFAO)
- D.U de Recherche Clinique en Odontologie

*Nous vous témoignons nos plus sincères remerciements pour avoir accepté la codirection de  
cette thèse.*

*Merci pour votre écoute, votre gentillesse, et votre accessibilité durant toute l’élaboration de  
cette thèse.*

*Nous tenons à vous témoigner ici notre sincère reconnaissance et notre plus profond respect.*



A notre directeur de thèse,

**Monsieur le Docteur FISSE Jérôme**

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- CES en Odontologie conservatrice Restauratrice et Endodontie
- CES en Odontologie Prothétique mention prothèse conjointe
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- Attestation Universitaire d' imagerie 3 D et CONE Beam
- Attestation Universitaire de dentisterie esthétique et restauratrice (Paris 7)

*C'est un honneur d'avoir été sous votre direction pour la réalisation de cette thèse.*

*Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail mais également pour votre  
disponibilité, votre écoute et votre gentillesse.*

*Veillez trouver en mon travail, toute ma gratitude et mon profond respect.*

# **SOMMAIRE**

REMERCIEMENTS .....	6
INTRODUCTION.....	14
Première partie : Partie théorique sur l'interface de collage post traitement endodontique.....	15
I. Généralités sur un traitement endodontique et la restauration post endodontique.....	15
1. Indications de l'endodontie (JPIO) .....	15
2. Les différentes méthodes d'obturation.....	16
II. Les ciments Biocéramiques .....	17
1. Propriétés physiques et mécaniques.....	17
1.1 Propriétés mécaniques .....	17
1.2 Propriétés physico-chimiques.....	20
2. Propriétés biologiques.....	26
2.1 Biocompatibilité .....	26
2.2 Bioactivité.....	26
2.3 Le pH .....	27
2.4 La radio-opacité.....	27
III. Les ciments biocéramiques utilisés pour l'obturation endocanalaire .....	28
1. Le BioRoot®.....	28
1.1 Propriétés physiques .....	28
1.2 Bioactivité :.....	30
1.3 Biocompatibilité : .....	31
2. TotalFill FKG® : .....	32
2.1 Biocompatibilité .....	33
2.2 Bioactivité.....	35
IV. Le collage sur les ciments biocéramiques.....	38
1. Point sur le collage.....	38
1.1 L'émail.....	38
1.2 La dentine .....	38
1.3 Le Mordançage .....	39
1.4 L'adhésif .....	39
2. Collage sur les biocéramiques .....	42

2.1 Le MTA® .....	43
2.2 La Biodentine® .....	44
Deuxième partie : Etude de la résistance mécanique de l'interface matériau endodontique – matériau de restauration coronaire .....	45
I. Introduction .....	45
II. Matériel et méthode .....	46
1. Design de l'étude .....	46
2. Réalisation de l'obturation endodontique .....	46
3. Réalisation l'obturation coronaire.....	48
4. Préalables aux tests de cisaillement .....	48
5. Réalisation du test de cisaillement .....	48
6. Analyses statistiques .....	48
III. Résultats.....	49
1. Résistance à la fracture .....	49
2. Module de cisaillement .....	50
3. Ténacité.....	51
IV. Discussion.....	52
V. Conclusion de l'étude.....	53
Conclusion.....	54

# INTRODUCTION

Le traitement endodontique est un acte très répandu dans un cabinet libéral d'omni-pratique, il est en quelque sorte l'acte de départ dans un plan de traitement qui inclut une réhabilitation prothétique.

Un traitement endodontique correctement réalisé requiert de valider différents points à l'issue d'un cliché rétro-alvéolaire :

- Il doit être dense
- Il doit être homogène
- Il doit d'être à la longueur de travail précédemment calculée
- Et enfin l'intégralité du réseau canalaire doit être obturé

Ce traitement endodontique est depuis de nombreuses années réalisées avec comme matériaux : des cônes de gutta et du ciment endodontique à base d'Oxyde de Zinc-Eugénol dans la majorité des situations (1). Or depuis quelques années, il a été introduit sur le marché de nouveaux ciments regroupés dans une catégorie nommé « biocéramiques » qui ont de nombreux avantages. Cette catégorie de ciment est ce qui nous amène à ce travail.

Dans un premier temps, nous allons aborder une partie théorique sur le collage/l'adhésion après la réalisation d'un traitement endodontique d'une restauration post endodontique. En passant par l'exposé des généralités sur le traitement endodontique et la mise en place des restaurations après celui-ci.

Mais également, nous allons étudier l'interface gutta-ciment et la restauration post endodontique, tout d'abord à travers des généralités et dans un second temps à travers une étude.

# **PREMIERE PARTIE : PARTIE THEORIQUE SUR L'INTERFACE DE COLLAGE POST TRAITEMENT ENDODONTIQUE**

## **I. GENERALITES SUR UN TRAITEMENT ENDODONTIQUE ET LA RESTAURATION POST ENDODONTIQUE**

### **1. INDICATIONS DE L'ENDODONTIE (JPIO)**

Le traitement endodontique est un traitement qui est l'aboutissement possible à différents diagnostics qu'un chirurgien-dentiste peut émettre, soit sur pulpe vitale, soit sur pulpe nécrosée, ou bien sur une obturation endodontique déjà présente.

Il peut se réaliser à la suite d'une consultation d'urgence où le diagnostic évoqué serait une pulpite irréversible ou bien à l'issue d'une consultation.

Un traitement endodontique sera alors réalisé à l'issue d'un diagnostic de lésion péri-apicale, à la suite d'une nécrose dentaire, tout ceci avec une symptomatologie bien connue. Or il se peut que dans certains cas, la découverte soit fortuite à l'issue d'une radio panoramique ou à la réalisation d'un cliché rétro-alvéolaire.

Enfin la dernière situation où l'on a recourt à la réalisation d'un traitement endodontique, est lorsque l'indication d'un retraitement est posée, à la suite de la présence d'une lésion péri-apicale, qui nous prouve que le traitement actuel n'est pas étanche. Ou bien car le traitement endodontique réalisé n'a pas été protégé d'une restauration coronaire étanche après la réalisation de celui-ci.

Une fois l'indication du traitement endodontique posée, la réalisation de celui-ci requiert un plateau technique précis. Nous allons voir à présent les différents matériaux mis à notre disposition pour effectuer un traitement endodontique.

## 2. LES DIFFERENTES METHODES D'OBTURATION

Le traitement endodontique est un acte complexe qui comprend la réalisation de la voie d'accès : sous digue, à l'aide d'une turbine et d'un contre angle bague bleue. Cette voie d'accès a une localisation différente selon la dent concernée, elle nous permet de mettre en évidence les entrées canalaires.

Une fois les entrées canalaires atteintes, nous réaliserons la prise des Longueurs de Travail (LT), (avec des limes 15 en place et un contrôle radio ou à l'aide du localisateur d'apex). Quand les LT sont validées, le praticien réalise alors la mise en forme des canaux (soit manuellement, soit avec différents systèmes rotatifs). Tout cela est réalisé avec une constante irrigation à l'hypochlorite de sodium.

Une fois la mise en forme des canaux terminée, le choix des cônes et des différents instruments utiles à l'obturation est réalisé. Enfin, le praticien viendra faire une irrigation finale à l'EDTA et à l'hypochlorite de sodium avant de venir obturer la dent.

L'obturation peut se réaliser par la mise en place de différents protocoles : la méthode la plus courante est à l'aide de cônes de gutta et de ciment à base d'Oxyde de Zinc Eugénol.

Il existe différentes techniques avec ces matériaux : soit une condensation latérale à l'aide de fouloir, qui est la technique la plus ancienne. Soit la technique mono-cône de gutta.

Il existe aussi la thermocompaction : qui elle peut être mixte/ condensation latérale modifiée avec un maitre cône et un cône accessoire. Ou bien pure, où l'on met le maitre cône et on vient thermocompacter directement celui-ci.

Enfin il existe comme méthode d'obturation, l'obturation de gutta à chaud qui elle comprend la condensation verticale mais également la technique de compactage vertical centré en vague unique ou technique de Buchanan. Il existe aussi la technique de compactage vertical centré en technique hybride et la technique de gutta préchauffée sur tuteur.

Or actuellement d'autres matériaux sont mis à disposition pour l'obturation endodontique, il y a des ciments biocéramiques type BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) ou TotalFill® (FKG, Suisse) qui s'utilisent soient avec la technique de mono cône, soit seul pour réaliser l'obturation complète du réseau canalair de la dent.

Nous allons donc voir dans la prochaine partie, la composition de ces ciments et leurs différentes utilisations.

## **II. LES CIMENTS BIO CERAMIQUES**

### **1. PROPRIETES PHYSIQUES ET MECANIQUES**

#### **1.1 PROPRIETES MECANIQUES**

##### **1.1.1 DURETE**

---

La dureté peut être définie comme la résistance du matériau à une déformation plastique sur une surface de celui-ci.

En dentaire le test le plus souvent utilisé, est le test de microdureté de Vickers (base carée) et ou Knoop (base losange).

La dureté d'un matériau influe sur la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et de la dent. Cela influe également sur sa résistance à l'abrasion.

La dureté Knoop ( kg/mm<sup>2</sup>) de l'émail est de 340 VHN et de la dentine 60 VHN. (2)

La Biodentine ® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) possède une dureté évaluée après 2h de mise en place à 51 VHN, et pouvant atteindre 69 VHN après 1 mois. (3)

##### **1.1.2 RESISTANCE A LA TRACTION**

---

La résistance à la traction est une caractéristique importante aux ciments biocéramique notamment lors de la gestion des perforations. Elle se définit comme étant la valeur à laquelle se rompt un matériau quand il est soumis à une force de traction croissante.

Cela nous permet de caractériser un matériau de ductile ou de fragile. L'émail possède une valeur de 10,3 MPa et la dentine de 98,7 MPa.

### **1.1.3 RESISTANCE A LA COMPRESSION**

---

La résistance à la compression est analysée en exerçant une contrainte uni-axiale sur un échantillon cylindrique en compression jusqu'à sa rupture.

Elle est mesurée en MPa, pour l'émail elle est de 384 MPa et pour la dentine de 297MPa. (2)

Les ciments d'obturation endocanalaire doivent donc se rapprocher le plus de la valeur obtenue de la dentine. Car ils sont contenus dans une cavité close au sein des racines et sont donc indirectement soumis à une compression contre les parois dentinaires. Cela leur permet donc de résister aux contraintes tendant à la déformation et au retrait du matériau.

Pour exemple, selon cette étude, elle est de 100MPa dans les premières heures de la mise en place de la Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France). Elle augmente ensuite jusqu'à atteindre 200MPa dans les 24h après la mise en place. Et enfin, après quelques jours de mise en place, elle possède une valeur pouvant aller jusqu'à 300MPa. (3) Elle est donc plus proche des valeurs obtenues sur la dentine que sur de l'émail.

### **1.1.4 RESISTANCE A LA FLEXION**

---

Capacité d'un matériau à résister à la déformation sous une charge. Le plus communément utilisé est le test qui inflige une flexion en trois points.

Plus la résistance à la flexion est élevée plus le risque de fracture est faible.

Selon une étude, la Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France), possède une résistance à la flexion au bout de 2h évaluée à 34MPa. (3)

Concernant la dentine la résistance à la flexion se situe entre 80 et 250 MPa (4)

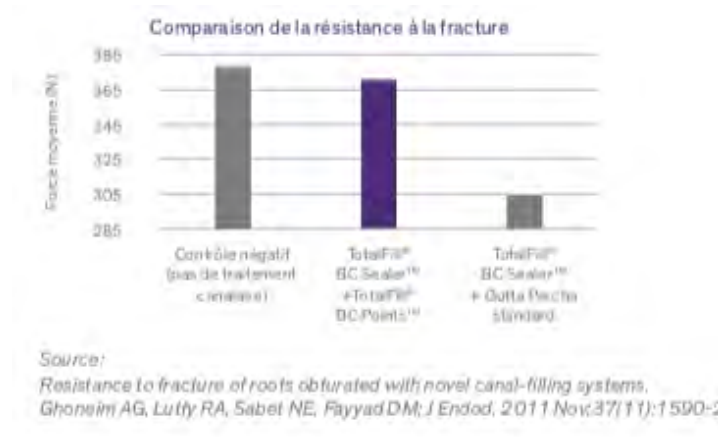
### **1.1.5 RESISTANCE A LA FRACTURE**

---

La résistance à la fracture, permet au matériau de venir renforcer la racine une fois que la mise en forme est réalisée. Et par conséquent, lorsque les parois dentinaires ont été affaiblies.

TotalFill® (FKG, Suisse) possède une résistance à la fracture avec les cônes de gutta TotalFill® (FKG, Suisse) quasiment égale à une dent non traitée endodontiquement.





*Figure 1 : Comparaison de la résistance à la fracture*

### 1.1.6 RESISTANCE AU CISAILLEMENT

---

La résistance au cisaillement est évaluée en exerçant des forces tangentielles, transversales sur un matériau jusqu'à atteindre sa rupture.

Elle se mesure en MPa, elle est de 90 MPa pour l'émail et de 138 MPa pour la dentine. (2)

### 1.1.7 LA FATIGUE D'UN MATERIAU

---

La fatigue d'un matériau résulte de contraintes exercées, qui sont la plupart du temps inconstantes et qui induisent premièrement des fissures au sein du matériau pour finir par atteindre la fracture de celui-ci.

Elle est difficile à étudier *in vitro* car la fatigue d'un matériau résulte de nombreux facteurs comme : la compression, la flexion, le cisaillement...

Or il a été démontré que les ciments biocéramiques peuvent augmenter la résistance à la fracture s'ils sont placés avec un cône de gutta percha lors de l'obturation endocanalaire. (5)

Nous pouvons le voir ici avec cette étude où des dents ont été obturées avec différents ciments et différents cônes de gutta. La résistance à la fracture est augmentée avec un ciment biocéramique et des cônes de gutta bioactifs. (6)

**TABLE 1.** The Mean Fracture Resistance and Standard Deviation (SD) for the Studied Groups Represented in Newtons

Groups	Mean force (n)	SD
Group 1: iRoot SP sealer + ActiV GP cones	372.0 <sup>a</sup>	62.9
Group 2: iRoot SP sealer + GP cones	305.2 <sup>c</sup>	47.2
Group 3: ActiV GP sealer + ActiV GP cones	346.0 <sup>b</sup>	95.7
Group 4: ActiV GP sealer + GP cones	288.3 <sup>d</sup>	30.5
Negative control	381.4 <sup>a</sup>	53.2

The superscript letters represent statistically significant differences ( $P \leq .05$ ).

*Figure 2 : Tableau des valeurs de la résistance à la fracture*

## 1.2 PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES

### 1.2.1 VISCOSITE/FLUIDITE

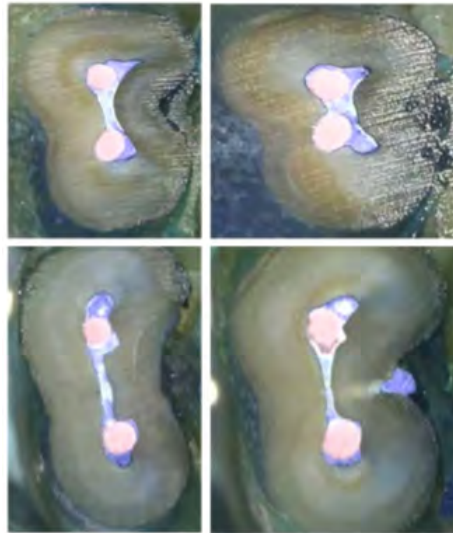
---

La viscosité peut être mise en relation avec la fluidité, car elle est souvent définie comme la capacité d'un matériau à s'écouler sur une surface. On peut voir que la viscosité augmente si la vitesse d'injection diminue. C'est une propriété très intéressante pour les ciments à visée endodontique.

La viscosité dépend aussi de la finesse des particules utilisées dans ces ciments biocéramiques. Cela permet donc une bonne mouillabilité, pour venir combler les anfractuosités canalaires, les canaux accessoires qui ne peuvent pas être instrumentés. Mais également pour venir se répartir de façon homogène sur les parois endocanalaire. (7)

Or, il ne faut pas que la fluidité soit trop importante, sinon il y a des risques d'excès au niveau de la zone péri apicale, ce qui pourrait venir compromettre la cicatrisation des tissus parodontaux et également les endommager.

La fluidité d'un ciment biocéramique doit être conforme à la norme ISO 6876/2001 qui prétend que le minimum doit être de 20mm. (8)



*Figure 3: Vue en microscopie optique des coupes horizontales de racines obturé à l'aide de TotalFill® (FKG) (9)*

### 1.2.2 EPAISSEUR DE FILM

Elle diffère selon le ciment biocéramique choisit, il faut donc en prendre compte dans la gestion du traitement. Elle est étudiée en interposant du ciment entre deux plaques de verres et en appliquant une charge verticale.

Dans une étude on peut voir que l'épaisseur de film obtenue avec un ciment biocéramique est de l'ordre de 22 microns, ce qui est conforme à la norme ISO 6876/2001. (10)

**TABLE 1.** Physical Properties of the Sealers (mean  $\pm$  standard deviation)

	BC sealer	MTA Fillapex	AH Plus	ThermaSeal	PCS	GuttaFlow
Flow (mm)	23.1 $\pm$ 0.69	24.9 $\pm$ 0.54	21.2 $\pm$ 0.27	21.3 $\pm$ 0.47	23.1 $\pm$ 1.21	20.5 $\pm$ 0.32
Film thickness ( $\mu$ m)	22 $\pm$ 4.58	23.92 $\pm$ 7.05	16.07 $\pm$ 4.5	16.6 $\pm$ 5.26	13.35 $\pm$ 2.8	15.67 $\pm$ 1.4
Working time (min)	>1440	45 $\pm$ 15	240 $\pm$ 40	300 $\pm$ 40	453 $\pm$ 31	15 $\pm$ 5
Setting time (h)	2.7 $\pm$ 0.3	2.5 $\pm$ 0.3	11.5 $\pm$ 1.5	23.0 $\pm$ 1.5	26.3 $\pm$ 2.5	0.7 $\pm$ 0.1
Solubility* (%)	2.9 $\pm$ 0.5	1.10 $\pm$ 0.15	0.06 $\pm$ 0.04	0.0015 $\pm$ 0.07	0.07 $\pm$ 0.03	0.02 $\pm$ 0.001
Dimensional change <sup>†</sup> (%)	0.087 $\pm$ 0.04	-0.67 $\pm$ 0.01	-0.034 $\pm$ 0.01	0.04 $\pm$ 0.02	-0.86 $\pm$ 0.03	0.037 $\pm$ 0.02

\*Solubility = (removed mass of sample)/(original mass of sample)  $\times$  100.

<sup>†</sup>Dimensional change: minus means shrinkage.

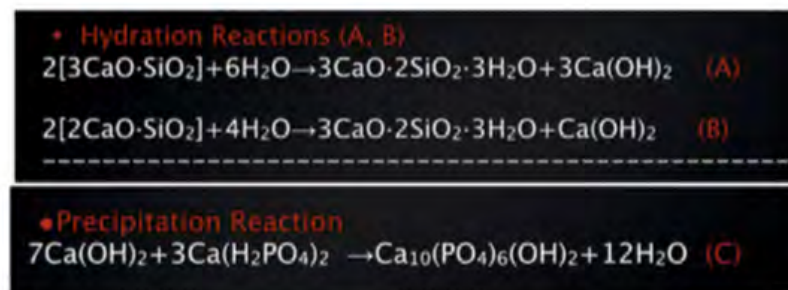
*Figure 4: Propriétés physiques des ciments*

### 1.2.3 TEMPS DE PRISE

---

Le temps de prise est le temps que met le matériau à passer d'un état fluide à un état solide. Pour les biocéramiques, un milieu humide est favorable et souvent nécessaire à leur prise.

Un temps de prise court permet au matériau de durcir rapidement à l'endroit souhaité, alors qu'un temps de prise long peut entraîner des fuites de matériaux par exemple dans les tissus péri apicaux.



*Figure 5: Réaction d'hydratation des ciments biocéramiques au contact de l'eau (A et B). Réaction de précipitation (C)*

Cette figure montre la réaction d'hydratation d'un ciment biocéramique et également sa réaction de précipitation. (5)

On peut réaliser l'évaluation du temps de prise soit sur le principe de la norme ISO 9917, évaluant la résistance d'une aiguille pénétrant la surface du matériau qui est assimilée au temps de prise.(11)

Soit en utilisant un rhéomètre, qui mesure alors le module élastique du matériau sans aucune modification de la structure. Le temps de prise final est évalué au moment où le matériau atteint au moins 95% de son déplacement maximal.(4)

## 1.2.4 SOLUBILITE

La solubilité d'un matériau est une caractéristique importante pour les matériaux utilisés lors de l'obturation endodontique. Notamment pour la gestion de la partie apicale de la racine, et aussi lors de la gestion des perforations.

Le matériau une fois mit en place ne doit pas être affecté par les différents composants qui l'entoure, il doit être stable dans le temps pour faire en sorte que le traitement soit le plus pérenne possible.

Elle doit répondre à la norme ISO 6876 2001, où la fraction massique correspond à 3% de masse totale après une immersion de 24h.

Cette norme a été développée pour les ciments endodontiques conventionnels, or les ciments biocéramiques dérogent légèrement à cette norme. Etant donné, que lorsque qu'ils se dégradent, ils relarguent de l'hydroxyde de calcium, qui forme de l'hydroxy-apatite avec le phosphate qui est présent dans la dentine. Cela ferme donc les espaces qui peuvent se créer lorsque le matériau se dégrade.

**Table 4** Porosity, water sorption and solubility calculated after 24 h of immersion

	Apparent porosity (%)	Water sorption (%)	Solubility (%)
Setting + 50% 37 °C 99% RH before test			
BioRoot RCS	53.9 ± 4.8 <sup>a</sup>	43.5 ± 3.8 <sup>a</sup>	37.6 ± 3.2 <sup>a</sup>
MTA Fillapex	21.4 ± 2.3 <sup>b</sup>	13.3 ± 0.9 <sup>b</sup>	13.6 ± 1.2 <sup>b</sup>
AH Plus	3.4 ± 0.9 <sup>c</sup>	1.3 ± 0.7 <sup>c</sup>	1.2 ± 0.3 <sup>c</sup>
Pulp Canal Sealer	8.8 ± 1.6 <sup>d</sup>	3.5 ± 0.8 <sup>d</sup>	2.6 ± 0.5 <sup>d</sup>
7 days at 37 °C 99% RH before test			
BioRoot RCS	51.6 ± 1.4 <sup>a</sup>	36.1 ± 2.2 <sup>a</sup>	14.2 ± 2.0 <sup>b</sup>
MTA Fillapex	19.3 ± 2.2 <sup>b</sup>	12.1 ± 1.5 <sup>b</sup>	11.1 ± 1.3 <sup>b</sup>
AH Plus	2.8 ± 0.7 <sup>c</sup>	1.4 ± 0.4 <sup>c</sup>	0.8 ± 0.3 <sup>c</sup>
Pulp Canal Sealer	8.4 ± 1.4 <sup>d</sup>	3.3 ± 0.6 <sup>d</sup>	2.1 ± 0.3 <sup>c</sup>

Different letters represent significant differences ( $P < 0.05$ ) in the same column (one-way ANOVA followed by Student-Newman-Keuls with  $P < 0.05$ ,  $n = 10$  per group).

*Figure 6 : Porosité et solubilité après 24h d'immersion*

D'après les résultats de cette étude, le BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) possède une absorption d'eau et une solubilité importantes. (12)

### 1.2.5 POROSITE

---

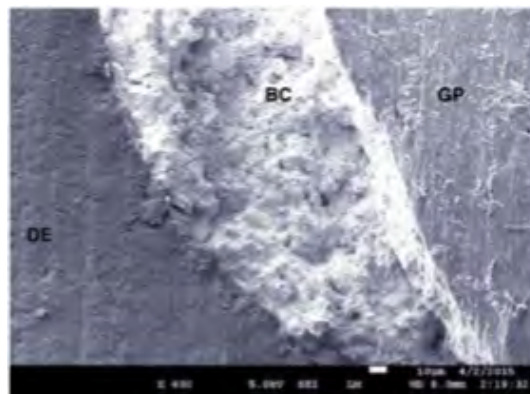
La porosité d'un matériau est liée à la quantité d'eau ajoutée pour fabriquer le ciment. Mais encore à l'incorporation de bulles d'air pendant le mélange du ciment et à la valeur du pH acide de l'environnement.

Plus la porosité d'un matériau est faible, plus sa résistance mécanique devient élevée. Or on peut voir que les matériaux à base de silicate de calcium ont une bonne résistance mécanique dû à leur faible niveau de porosité. (13) (voir tableau Figure 6 ci-dessus pour les pourcentages)

### 1.2.6 EXPANSION/ STABILITE:

---

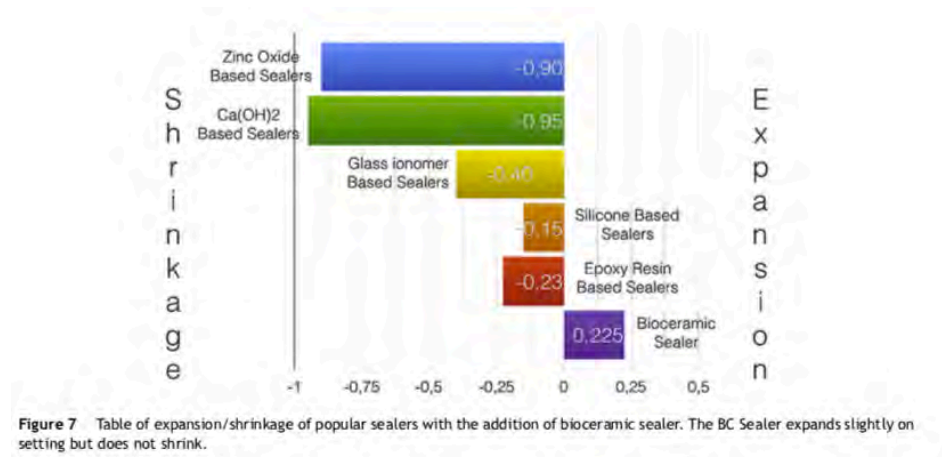
Les ciment biocéramiques possèdent une légère expansion de prise lors de leur mise en place (>0,1%). (5) Cela nous intéresse au niveau de l'obturation endocanalaire, car cela évite la formation de vide entre les différentes interfaces (dentine, gutta, ciment). Ceci est dû à l'hydratation du ciment issue de l'absorption d'eau du milieu environnant.



*Figure 7 : Vue MEB d'une coupe transversale d'un canal obturé avec TotalFill® (FKG)*

*BC (ciment biocéramique), DE dentine) GP (gutta percha).*

*(G. Jouanny, Université de Pennsylvanie)*



*Figure 8: Graphique montrant les valeurs de l'expansion ou de la rétraction des ciments*

Les ciments biocéramiques ne sont pas sujets à la rétraction de prise due à l'absence de résine dans leurs compositions.

### 1.2.7 ADHESION

Un ciment endodontique est le lien entre la dentine et la gutta percha. Il possède donc une force d'adhésion et de cohésion importante.

Notamment à la dentine, qui se fait chimiquement due à la présence de calcium et à la création d'apatite.

Selon une étude, la force d'adhésion des ciments biocéramique n'est pas influencée par la présence de smear layer, car nous pouvons voir que l'on n'obtient pas de différence entre AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France) et Endosequence BC® ( Brasseler, USA dental, Géorgie, E-U) en présence ou non de smear layer. (14)

## 2. PROPRIETES BIOLOGIQUES

Les matériaux ayant une utilisation en endodontie sont régulièrement en contact avec la pulpe dentaire ou le parodonte. Ils se doivent donc d'être biocompatibles et non toxiques avec les tissus environnants.

### 2.1 BIOCOMPATIBILITE

La biocompatibilité d'un matériau se définit comme étant la capacité d'un matériau à être toléré par le corps humain et les tissus environnants dans le milieu où il est placé sans causer d'effets néfastes. (15)

Cette propriété est souvent corrélée à la notion de cytotoxicité d'un matériau. Selon une étude, BC Sealer® (Brasseler, USA dental, Géorgie, E-U) possède une cytotoxicité inférieure à l'AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France) que ce soit à 1 jour ou 3 jours de culture des cellules. (16)

Un ciment biocéramique ne doit pas être cytotoxique, car il est mis en contact avec des cellules du ligament et les tissus péricapicaux.

Une étude réalisée récemment a montré que les biocéramiques « putty » avaient des meilleurs résultats sur des thérapeutiques d'obturation rétrograde que le MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U). Il a été supposé que cela était dû à la facilité d'utilisation des biocéramiques. (5)

### 2.2 BIOACTIVITE

Les ciments biocéramique ont le potentiel de former des liaisons chimiques et de réaliser la précipitation d'apatite dans la dentine dans le temps. Ces cristaux d'hydroxyapatites sont au contact des fibrilles de collagène et forment une couche à l'interface du matériau et de la dentine.

Ce concept de biominéralisation, est une caractéristique importante en endodontie. Car l'interface qui se crée entre le matériau et la dentine, va venir combler le défaut présent entre le ciment et la dentine radiculaire. Et donc venir protéger le canal de la colonisation des bactéries.

Pour étudier la bioactivité des matériaux, il a été question dans cette étude de mettre au contact d'une solution saline tamponnée au phosphate (PBS), du MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) et de l'EndoSequence® Putty (Brasseler, USA dental, Géorgie, E-U). Afin de



regarder si la précipitation de structures cristallines d'apatite augmente avec le temps, ce qui signifie alors que le matériau serait bioactif.

Les ciments biocéramiques ont la capacité d'être bioactif, notamment dans le cas d'exposition pulpaire. Ils vont pouvoir initier le processus de réparation et cicatrisation en formant un pont dentinaire. Cela est dû au fait qu'ils induisent une différenciation cellulaire de type odontoblaste, qui va venir stimuler la sécrétion dentinaire. (17)

L'humidité présente au sein du réseau endocanalair facilite les réactions d'hydratation de silicates de calcium, pour produire de l'hydrogel de silicate de calcium et de l'hydroxyde de calcium. Qui eux réagissent en partie avec le phosphate, pour venir former de l'hydroxyapatite et de l'eau (4) (5)

### 2.3 LE PH

Un traitement endodontique mécanique réduit nettement la charge bactérienne à l'intérieur du réseau canalaire, mais il y a la persistance de micro-organismes dans les tubulis dentinaires (jusqu'à 200 microns), dans les ramifications, les canaux latéraux... (18)

C'est pour cela que les ciments biocéramiques sont recommandés dans ces situations, dû à leur activité antibactérienne durable dans le temps, notamment propre à leur pH alcalin. Pour exemple, la Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France), possède un pH égal à 12,5. (3)

Des études ont montré qu'un pH alcalin élevé pouvait induire une nécrose au niveau des cellules présentes à la surface des résorptions radiculaires, et par conséquent abolir l'activité biologique des lipopolysaccharides. (19)

C'est donc une qualité nettement recherchée pour les nombreuses utilisations des ciments biocéramiques.

### 2.4 LA RADIO-OPACITE

C'est une propriété essentielle des matériaux endodontique pour mettre en évidence lors d'un examen radiographique la qualité de l'obturation réalisée. Cette radio-opacité doit être différente des tissus environnant pour que le praticien puisse bien faire la distinction entre le matériau mis en place et l'organe dentaire.

Cette radio-opacité doit être conforme à la norme ISO 6876/2001, cette norme requiert d'un matériau une radio-opacité minimale de 3mm d'épaisseur. (20)

### **III. LES CIMENTS BIOCERAMIQUES UTILISES POUR L'OBTURATION ENDOCANALAIRE**

#### **1. LE BIOROOT®**

Le ciment biocéramique : BioRoot RCS ®( Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France), comprend une poudre, qui contient du trisilicate de calcium, de la povidone et de l'oxyde de zirconium. Elle contient des granules de tailles de 2-10 microns (12)

Il est également composé d'un liquide, qui est une solution aqueuse de chlorure de calcium et polycarboxylate.

La povidone est présente dans ce matériau pour réaliser le liant entre le ciment et les cônes de gutta.

Il a été mis sur le marché en 2015. C'est un matériau recommandé pour l'utilisation de la technique mono-cône et la technique par condensation latérale. Pour l'obturation endocanalaire, il est recommandé par le fabricant de mélanger une dose de poudre pour 5 gouttes de liquide.

Une des qualités recherchées par l'utilisation des ciments biocéramique est la régénération tissulaire par le recrutement des cellules ostéo-odontogènes.

Ces matériaux étant de la catégorie des biocéramiques, il possède une activité antimicrobienne, (dû à son pH alcalin) et une activité bioactive avec l'induction de l'apposition de tissus durs. Et enfin, il possède une plus faible cytotoxicité que les ciments conventionnels.

#### **1.1 PROPRIETES PHYSIQUES**

Son temps de prise est notifié par le fabricant comme étant inférieur à 240min. Or selon une étude il est estimé à 300+/- 5min (12). En comparaison avec le MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U), qui est également un ciment biocéramique, qui lui possède un temps de prise évalué à 270min.

La radio opacité du BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) est conforme à la norme ISO 6876 à 3mm, même si dans cette étude elle est légèrement supérieure : BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France ) = 5,2 mm (12)

Les ciments biocéramique possèdent une porosité plus élevée, pour le BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) elle est de 53,9%. (12) . Or nous pouvons voir que l'absorption d'eau et la solubilité du BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) après 7 jours diminue.

**Table 4** Porosity, water sorption and solubility calculated after 24 h of immersion

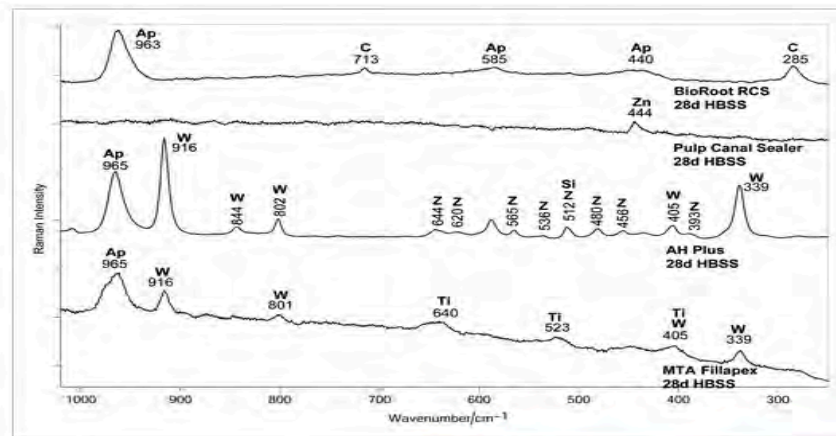
	Apparent porosity (%)	Water sorption (%)	Solubility (%)
Setting - 50% 37 °C 99% RH before test			
BioRoot RCS	53.9 ± 4.8 <sup>a</sup>	43.5 ± 3.8 <sup>a</sup>	37.6 ± 3.2 <sup>a</sup>
MTA Fillapex	21.4 ± 2.3 <sup>b</sup>	13.3 ± 0.9 <sup>b</sup>	13.6 ± 1.2 <sup>b</sup>
AH Plus	3.4 ± 0.9 <sup>c</sup>	1.3 ± 0.7 <sup>c</sup>	1.2 ± 0.3 <sup>c</sup>
Pulp Canal Sealer	8.8 ± 1.6 <sup>d</sup>	3.5 ± 0.8 <sup>d</sup>	2.6 ± 0.5 <sup>c</sup>
7 days at 37 °C 99% RH before test			
BioRoot RCS	51.6 ± 1.4 <sup>a</sup>	36.1 ± 2.2 <sup>a</sup>	14.2 ± 2.0 <sup>b</sup>
MTA Fillapex	19.3 ± 2.2 <sup>b</sup>	12.1 ± 1.5 <sup>b</sup>	11.1 ± 1.3 <sup>d</sup>
AH Plus	2.8 ± 0.7 <sup>c</sup>	1.4 ± 0.4 <sup>c</sup>	0.8 ± 0.3 <sup>c</sup>
Pulp Canal Sealer	8.4 ± 1.4 <sup>d</sup>	3.3 ± 0.6 <sup>c</sup>	2.1 ± 0.3 <sup>c</sup>

Different letters represent significant differences ( $P < 0.05$ ) in the same column (one-way ANOVA followed by Student-Newman-Keuls with  $P < 0.05$ ,  $n = 10$  per group).

*Figure 9 : Porosité et solubilité après 24h d'immersion*

Concernant le dépôt d'hydroxyapatite évalué au spectro micro-Raman, il montre que le dépôt réalisé par BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) est significativement élevé.

Car le ciment sous jacent n'est plus visible dû à ce dépôt en surface (cela est étudié en réalisant un trou d'épingle de 200um) (12)



**Figure 9**

[Open in figure viewer](#) | [PowerPoint](#)

Average micro-Raman spectra recorded on the surface of BioRoot RCS, Pulp Canal Sealer, AH Plus and MTA Fillapex aged in HBSS for 28 days. The spectra were recorded by using a 200- $\mu$ m confocal pinhole. The bands ascribable to calcite (C), apatite (Ap), zinc oxide (Zn), calcium tungstate (W), monoclinic zirconia (Zr), silica (Si) and anatase (Ti) are indicated.

*Figure 10 : Spectro micro-Raman, BioRoot®, Pulp Canal Sealer®, AH Plus®, MTA Fillapex®*

## 1.2 BIOACTIVITE :

Le BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) possède un pH de 8,7 contre 8,4 pour PCS® (Kerr, Bioggio, Suisse).

Le pH du BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) est de 11-12 pendant 14 jours et descend à 8,7 après 28 jours d'immersion. Mais le milieu reste toujours alcalin, donc cela joue toujours l'effet antibactérien. Ce qui est significativement plus élevé que le MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) ou AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France). (12)

Concernant la bioactivité due au relargage d'ions calcium dans le temps, cela commence directement après l'immersion pour BioRoot® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France). Elle diminue par la suite, mais reste significativement élevée sous 28 jours comparés au MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U), qui lui possède son activité maximale uniquement sous 1-3 jours.

Il a été démontré que cela est bénéfique pour la régénération des tissus (paro ou endo) (21)

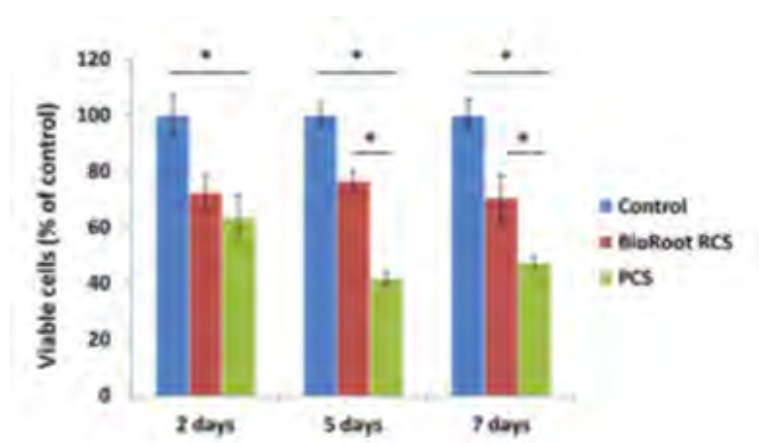
Il y a la production d'apatite avec les ions environnant et le relargage du Ca<sup>2+</sup>.

### 1.3 BIOCOMPATIBILITE :

Une étude sur la cytotoxicité du ciment biocéramique BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France), montre que contre les cellules du ligament parodontal ce ciment n'est pas cytotoxique.

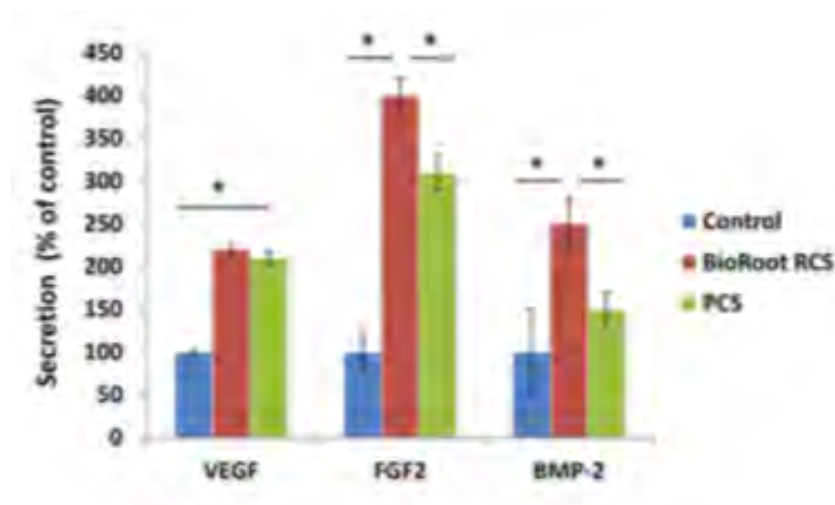
On peut voir à travers cette étude, que en 48h, les cellules PDL étaient significativement en plus grand nombre au contact de BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) que PCS® (Kerr, Bioggio, Suisse).

Et également, au contact indirect : il a été observé, après 2 jours, une diminution du nombre de cellules avec BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) et PCS® (Kerr, Bioggio, Suisse). Or après ces deux jours, avec PCS® (Kerr, Bioggio, Suisse), le nombre de cellules a encore diminué mais pas avec BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France).



*Figure 11 : Graphique montrant le nombre de cellules vivantes par à 2-5-7 jours*

Les ciments BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) et PCS® (Kerr, Bioggio, Suisse) induisent la sécrétion de VEGF, FGF-2 et BMP-2. Cela est d'autant plus marqué pour ces ciments là, en comparaison avec le milieu témoin. Le BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) quant à lui induit une meilleure sécrétion de ces facteurs là comparé à au PCS ® (Kerr, Bioggio, Suisse).



*Figure 12 : Graphique montrant la sécrétion en pourcentage de VEGF-FGF2 et BMP-2*

La biocompatibilité du BioRoot RCS ®(Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) est mit en évidence avec la formation d'une couche de CaPs en plus du relargage d'ion qui a été démontré. (22)

## 2. TOTALFILL FKG® :

Le Total Fill BC Sealer® (FKG Suisse), se compose de trisilicate de calcium, de chlorure de calcium, de disilicate de calcium, de phosphate de calcium, d'hydroxyde de calcium et enfin d'eau.

Il est soit disponible pré mélangé en seringue pour l'obturation endocanalaire, ou bien sous forme de mastic. Mais encore sous forme de seringue pour l'obturation à rétro ou le traitement des résorptions ou perforations.

C'est un ciment biocéramique, il est donc hydrophile, biocompatible et bioactif, dû au relargage des ions calcium, ce qui induit une minéralisation au contact des tissus environnants. Et aussi antibactérien, dû au pH alcalin.

Il possède de l'oxyde de zirconium comme radio opacifiant, conforme à la norme ISO 6876 de 2001 (qui a été adjoint en remplacement de l'oxyde de bismuth qui fait parti des métaux lourd).

Nous pouvons retrouver ce ciment sous différentes appellations : Endosequence BC® (Brasseler USA, Savannah,GA,USA) ou bien iRoot SP® (Innovative Biocéramix, Vancouver, Canada). Ils sont tous les trois de composition similaire, à base de silicate de calcium, d'oxyde de zirconium, d'oxyde de tantale, de phosphate de calcium monobasique et enfin de charges. (23)

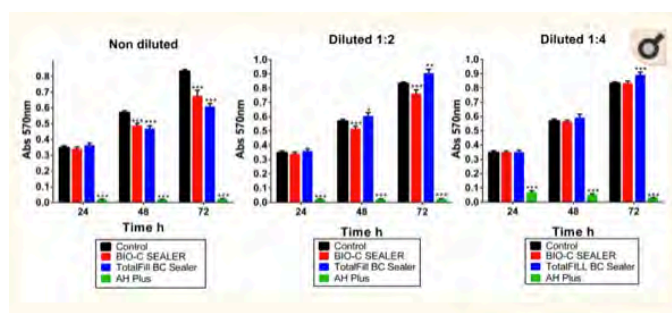
L'utilisation des ciments biocéramiques permet d'utiliser la méthode du mono cône, qui est moins traumatique pour la racine. Il a été démontré que la compaction latérale à froid ou la compaction verticale à chaud, entraînaient un affaiblissement des racines. Mais encore, que la chaleur lors de la compaction à chaud pouvait altérer les propriétés des ciments et sa force d'adhésion. (23)

La force d'adhérence de ce ciment biocéramique est supérieure à celle d'un ciment AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France). (23)

On peut également remarquer dans cette étude que le changement de la technique d'obturation n'impacte pas la force d'adhérence du TotalFill® (FKG Suisse). Il possède un faible angle de contact, ce qui lui permet d'assurer une meilleure herméticité, et de s'étendre plus facilement au niveau des parois dentinaires. Il se lie principalement avec des cônes pré enduits de nanoparticules de biocéramiques, ce qui permet une meilleure adhérence entre le ciment et les cônes.

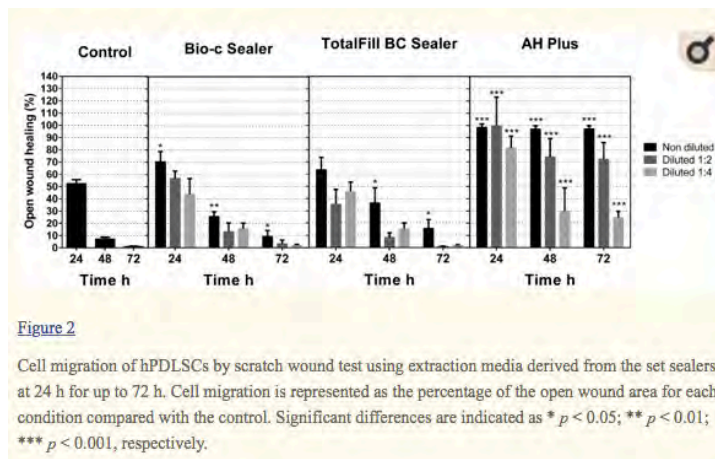
## 2.1 BIOCOMPATIBILITE

Selon une étude réalisée sur des cellules souches du ligament parodontal, le ciment biocéramique TotalFill® (FKG, Suisse) est moins cytotoxique que le ciment AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France) (voir graphique ci dessous)



*Figure 13: Graphiques montrant la viabilité des cellules au contact du TotalFill® (FKG, Suisse) et AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France)*

Concernant le potentiel de migration cellulaire du TotalFill® (FKG, Suisse), il a été mis en avant une différence significative, comparé à celui du AH Plus® (Dentsply Sirona, Versailles, France) (Figure ci-dessous), ce qui confirme la bonne biocompatibilité du matériau.



*Figure 14 : Graphique mettant en évidence la migration cellulaire*

La morphologie des cellules au contact du TotalFill® (FKG, Suisse) pendant 72h représentait des cellules adhérentes et largement répandues.

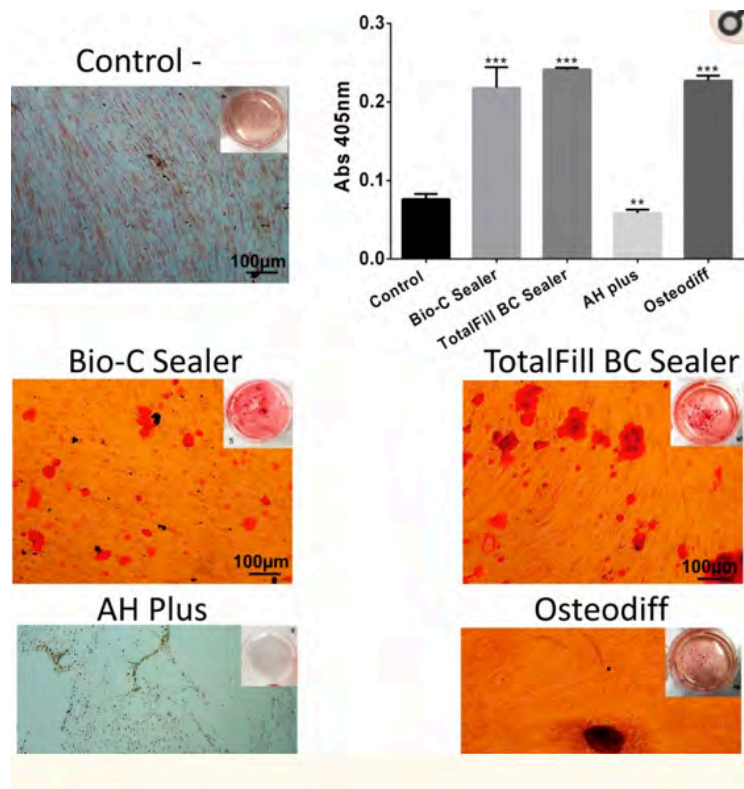


## 2.2 BIOACTIVITE

On peut voir que lorsqu'on ensemence des cellules souches du ligament parodontal sur un disque de TotalFill® (FKG, Suisse), les cellules se répartissent bien au contact du ciment. Elles sont en majorités de type fibroblastique et avec des extensions cytoplasmiques. Ce qui montre bien l'atout de ce ciment dans la cicatrisation de la région apicale en cas de phénomènes pathologiques ou biologiques.

Dans une étude réalisée sur 21 jours, le dépôt de calcium a pu être objectivé par la présence d'une coloration à l'alizarine rouge S. Cela prouve le potentiel ostéogénique des ciments, et les résultats obtenus ont été significatifs pour le TotalFill® (FKG, Suisse) avec une formation d'une matrice minérale avec des cellules qui sont bien fixées et qui prolifèrent sur la surface.

La libération d'ions calcium, favoriserait la libération d'adénosine qui est dépendante du calcium mais encore, cela favoriserait la migration cellulaire et la minéralisation avec la présence d'un dépôt de cristaux de calcium. (24)



*Figure 15 :* Résultat des dépôts de Calcium à l'aide d'une coloration à l'alizarine rouge S

Le SEM-EDX nous montre que le TotalFill® (FKG, Suisse) possède une teneur élevée en oxygène, calcium et silicium. Ce qui suppose encore une fois de la bonne bioactivité et du potentiel de minéralisation de ce matériau, avec notamment la région péri-apicale.

Selon une étude, le TotalFill® (FKG, Suisse) induit une activité de la phosphatase alcaline et par conséquent possède un haut potentiel de minéralisation. (25)

L'étude antibactérienne réalisée avec le test de l'Agar diffusion montre des résultats significativement faible pour le BioRoot® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) et le TotalFill® (FKG, Suisse). (25)

Une étude a montré que l'EndoSequence BC® (Brasseler USA, Savannah, GA, USA) possède sur une période de 28 jours, une forte activité alcalinisante et une libération marquée d'ions calcium. (23)

Table 3

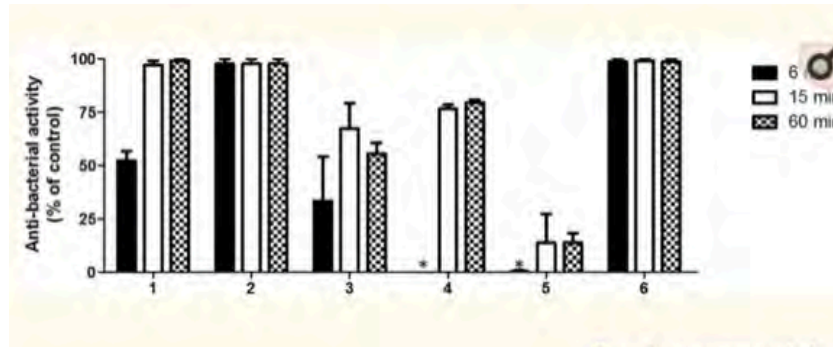
Mean diameter  $\pm$  standard deviation (mm) of the bacterial inhibition zone by pulp canal sealers evaluated after 48h by ADT. 5 mm in diameter and 2 mm deep disks composed of each pulp canal sealers were placed on agar plates previously incubated with *Enterococcus faecalis* at 37°C for 24h. All the assays were conducted in triplicate and the results were recorded in terms of the average diameter of inhibition zone (mm).

Materials	Mean $\pm$ SD
1	0,2 $\pm$ 0,05
2	0 $\pm$ 0
3	0,3 $\pm$ 0,02
4	0,2 $\pm$ 0,04
5	1,20 $\pm$ 0,15
6	8,00 $\pm$ 1,41

*Figure 16 : Test DTC ( direct contact) %activité antibactérienne par rapport au groupe contrôle négatif.*

Réponse moyenne au test pour le BioRoot® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) à 6min pour le nombre de colonies formées au millilitre (4 $\pm$  2 x 10<sup>7</sup> /ml) avec une augmentation de l'effet bactéricide après 15-60min.

Pour chaque temps évalué, TotalFill® (FKG, Suisse) était bactéricide contre *E.faecalis* et tuait toutes les bactéries (1) (25)



*Figure 17: Graphique représentant l'activité antibactérienne*

Concernant le pH, TotalFill® (FKG, Suisse) et BioRoot® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) ont montré un pH alcalin élevé durant l'étude. Il est mesuré en mettant en contact le ciment après manipulation dans de l'eau.

Les ciments endodontiques doivent être pourvu d'une prise et d'une solubilité convenable, pour permettre au praticien d'avoir un temps de travail convenable et une consistance facile d'utilisation.

La solubilité est mesurée en regardant la perte de masse d'un matériau quand on l'immerge dans l'eau. Il a été précisé que selon ANSI/ADA 57, qu'un ciment d'obturation endodontique ne devait pas dépasser 3% de masse. Car si un ciment d'obturation est trop soluble, cela permettrait la création de vide entre le matériau d'obturation et les parois radiculaires. Mais également cela pourrait créer des fuites au niveau péri apical du ciment.

Selon l'étude menée, BioRoot® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) et TotalFill® (FKG, Suisse) possèdent une solubilité significativement plus élevée et d'autant plus élevée pour le TotalFill® (FKG, Suisse).

## **IV. LE COLLAGE SUR LES CIMENTS BIOCERAMIQUES**

### **1. POINT SUR LE COLLAGE**

#### **1.1 L'EMAIL**

Il se compose de trois phases : une phase minérale, une phase organique et une phase aqueuse.

La phase minérale comprend principalement des cristaux d'hydroxyapatite. C'est la phase majoritaire, elle représente 96% de la composition d'un émail mature.

La phase organique représente quant à elle seulement 0,4%, elle est composée de protéines (amélogénine et non amélogénines) et de lipides.

La phase aqueuse représente 3,6%, divisé en 1% d'eau libre et 2,6% d'eau liée. (JPIO)

#### **1.2 LA DENTINE**

Comme l'émail, elle se compose de trois phases : une phase minérale, une phase organique et une phase aqueuse. Or ces trois phases sont réparties dans des proportions différentes.

La phase minérale correspond à 70% de la structure de la dentine, composée également de cristaux d'hydroxyapatite.

La phase organique représente 20% et elle est principalement constituée de collagène. La phase aqueuse quant à elle, représente 10%. (JPIO)

Elle possède une relation étroite avec la pulpe dentaire de part les tubulis dentinaires, qui contiennent le prolongement des odontoblastes et des fluides. Cela permet de mettre en relation ces deux tissus constituant l'organe dentaire, selon la théorie hydrodynamique.

Si l'organe dentaire subit un stimuli externe, il y a alors un mouvement de fluides à travers la dentine et notamment dans les tubulis, ce qui va alors transmettre un message à la pulpe et provoque des douleurs. (26)

### 1.3 LE MORDANÇAGE

Réalisé à l'aide d'acide orthophosphorique à 37%. Sur l'émail cela va créer des microporosités, dues à la dissolution des cristallites contenues dans l'émail. Ce qui va alors créer une adhésion mécanique par microclavetage. L'énergie de surface est elle aussi augmentée due au mordantage. (JPIO)

Le mordantage permet également une augmentation de la perméabilité dentinaire relatif à la conductivité hydraulique et les flux des fluides à travers dans les tubulis.

Il a été relaté qu'en présence d'une reconstitution de « smear-layer » avec du papier abrasif (sur des dents humaines extraite), la conductivité hydraulique est diminuée de 20-40% même si la dentine a été précédemment mordancée. (26)

### 1.4 L'ADHESIF

#### 1.4.1 GENERALITES

---

Composé d'un primer et d'un adhésif. L'adhésion est réalisée à la dentine de par une liaison micromécanique, entre le primer + l'adhésif et les fibres de collagène présentes dans les tubulis dentinaires. (26) Cela crée alors une couche hybride.

L'adhésion dépend de la viscosité et rugosité du matériau.

Concernant la liaison chimique, le 10 MDP pour les adhésif et colles autoadhésives se lie au calcium et à l'hydroxyapatite.

Les acides polyalcénoïques déplacent le pic carboxyle vers une énergie plus faible, qui expliquerait la formation d'une liaison ionique entre les groupes carboxyles et le calcium de l'hydroxyapatite. Cet acide est présent dans le primer du ScotchBond Multipurpose® (3M ESPE, Cergy-Pontoise, France), il permet une liaison avec le calcium présent dans la dentine. (26)

Le 10 MDP crée une liaison chimique à l'hydroxyapatite plutôt élevée, dans un temps d'application clinique raisonnable (30sec). On peut voir que cette liaison est stable dans le temps et dans un milieu aqueux, (testé ici avec les ultrasons.)

La résistance au test de micro traction, est plus élevée pour Clearfil SE® (Kuraray, Hattersheim am Main, Allemagne) (10MDP), ce qui prouve une meilleure interaction entre le monomère et le tissu dentinaire. Cela prouvant également une bonne étanchéité et donc une liaison plus pérenne dans le temps.(27)

La « smear layer » est une couche de très faible adhérence constituée de composants organiques et inorganiques, (principalement du collagène altéré et de l'hydroxyapatite), résiduels après le fraisage dentinaire. Elle remplit les tubulis et par conséquent diminue la perméabilité dentinaire (jusqu'à 86%), requise à l'adhésion micromécanique des adhésifs. (26)

#### **1.4.2 LES DIFFERENTES CLASSES D'ADHESIFS**

---

Il existe deux méthodes de collages et quatre catégories d'adhésifs.

-Les adhésifs « Total-etch » : Ils éliminent la « smear layer » et la couche superficielle d'hydroxyapatite. Contenant un acide orthophosphorique entre 30-40%. Ils se composent de deux méthodes :

-3 étapes : Acide + Primer + Bonding

-2 étapes : Acide + Primer/Bonding

-Les adhésifs « Self-etch » : Eux contiennent des monomères acides qui vont rendre la « smear layer » perméable mais sans la retirer complètement.

-2 étapes : acide/primer + Bonding

-1 étape : Acide + Primer + Bonding

#### **1.4.3 ELEMENTS MODIFIANTS L'ADHESION**

---

##### **1.4.3.1 LE PH**

---

L'Adhésif SE One F® (Ivoclar Vivadent, Saint-Jorioz, France), contient du fluorure de potassium qui permettrait une meilleure liaison chimique, notamment en ayant une meilleure étanchéité dans les tubulis dentinaires et également empêcher les sensibilités post opératoires. (28)

Il ne contient pas de méthacrylate de 2-hydroxyéthyle, cela peut empêcher la séparation de phase dans les bouteilles d'adhésif et donc améliorer la diffusion de l'adhésif. Son pH est de 1,5.

La force de la liaison adhésive d'un adhésif « Total-etch » est de : 23-13 MPa, alors que les « Self-etch » elle est de 10-5MPa.

Les valeurs de résistance de liaison au cisaillement avec des adhésifs « Total-etch », varient entre 13-20 MPa alors que pour les « Self-etch » cela se situe entre 17-35MPa. (29)

Cela peut être dû à leur différence de pH. 1,5 pour le « Total-etch » (AdheSE®, Ivoclar Vivadent, Saint-Jorioz, France), et de 2 pour le « Self-etch » (Clearfil S3Bond®, Kuraray, Hattersheim am Main, Allemagne). Un adhésif à faible pH posséderait de moins bonnes valeurs d'adhérences.

#### 1.4.3.2 LES SOLVANTS

Mais encore, à la présence d'alcool et d'eau dans les solvants des adhésifs « Self-etch ». Contrairement au « Total-etch » qui ne contient que de l'eau, cela lui permettrait de réduire ses angles de contact et donc d'avoir une meilleure mouillabilité.

Une hypothèse a été émise comme quoi la présence d'HEMA dans AdheSE® (Ivoclar Vivadent, Saint-Jorioz, France) produirait un abaissement de la pression de vapeur de l'eau ce qui viendrait perturber la polymérisation.

#### 1.4.3.3 LE MODE D'APPLICATION

Le mode d'application interfère avec ces systèmes là. Une application passive permet une diffusion de l'adhésif au travers de la « smear-layer » et permet la création d'une fine couche hybride avec la dentine.

Or avec une agitation continue lors de l'application, la « smear-layer » est complètement dissoute ou dispersée, ce qui permet la formation d'une couche hybride plus épaisse et une meilleure liaison aux fibrilles de collagène. (26)

#### 1.4.3.4 LA PERMEABILITE DENTINAIRE

La perméabilité dentinaire peut influencer sur la qualité de l'interface adhésif-dentine, en diminuant la force de liaison entre les composites et la dentine, dû à la présence d'humidité à la surface de la dentine. La dentine cariée et par conséquent, la présence de dépôts minéraux dans les tubulis, peut diminuer la perméabilité dentinaire.

### 1.4.3.5 LA PRESSION PULPAIRE

La pression pulpaire peut également jouer un rôle dans la pénétration des adhésifs au niveau des tubulis dentinaires. Une étude a montré, que lorsque la pression pulpaire était augmentée, la pénétration dans les tubulis diminuée. Ce qui diminue la force de liaison. (26)

Les adhésifs « Self-etch » sont plus sensibles au changement de pression pulpaire que les adhésifs « Total-etch ».

Nous pouvons voir que cette pression pulpaire peut être contrebalancée avec l'utilisation de l'anesthésie locale et les propriétés vasoconstrictrices des produits anesthésiques.

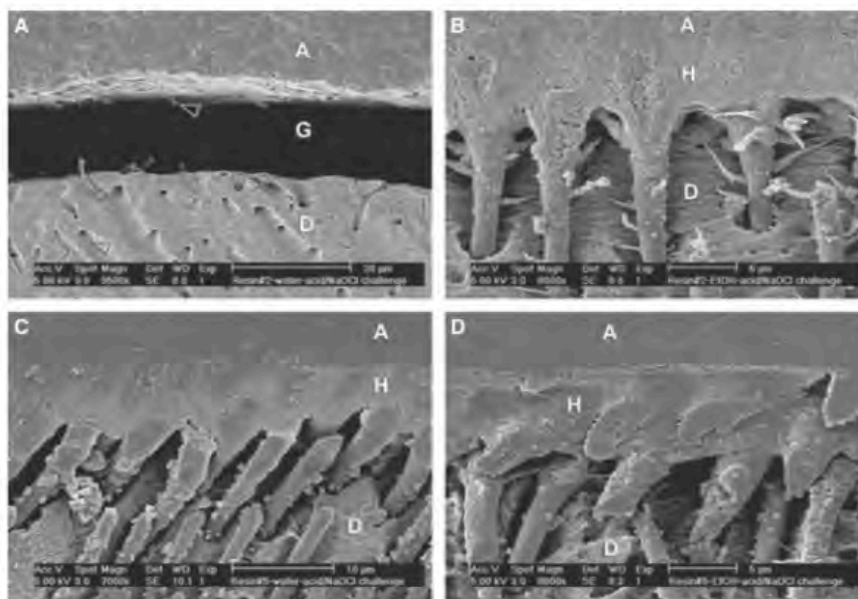


Fig. 3. Representative resin-dentine interfaces of experimental neat resin blends (R1-5) bonded to water-saturated acid-etched dentine (A,C) or ethanol-saturated acid-etched dentine (B,D). AL, adhesive layer; D, intertubular dentine; H, hybrid layer. (A) Representative scanning electron micrograph of resin 2 (R2) bonded to water-saturated dentine. No hybrid could be identified. Resin tags were sparse and thin (open arrowheads). (B) Neat R2 bonded to ethanol-saturated dentine. Both R1 and R2 produced similar hybrid layers (H) and resin tags. (C) Neat R5 bonded to water-saturated dentine produced typical hybrid layers, and neat R3-5 gave similar images. (D) Neat R5 bonded to ethanol-saturated dentine. Neat R3 and R4 gave similar images.

*Figure 18 : Représentation de l'interface dentine-composite (30)*

## 2. COLLAGE SUR LES BIOCERAMIQUES

La libération d'ions hydroxydes et calcium d'un ciment de scellement biocéramique, provoque la formation d'une couche d'apatite quand ces matériaux sont en contact avec des fluides, contenant du phosphate et ce pendant 2 mois. Il y a donc la formation d'une liaison chimique entre la dentine et les matériaux à base de silicate de calcium. (14)



## 2.1 LE MTA®

Le MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) possède une partie cristalline irrégulière qui va disparaître en présence d'acide phosphorique. Et une matrice gel, qui elle va s'éroder en présence d'acide phosphorique et présenter des pores internes (28). A contrario, avec un adhésif « Self-etch », où il n'y aura pas la présence de pores.

La présence des ces pores améliore donc la force de liaison entre le MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) et le composite. Elle est donc d'autant plus forte avec des adhésifs de types : mordantage-rinçage qu'avec des auto-mordantant.

Un CVI peut être placé sur le MTA® blanc (Avalon Biomed, Houston, E-U) après 45min, cela n'altère pas la formation de sels de calcium à l'interface des deux matériaux. Cela est dû au fait que le MTA® blanc (Avalon Biomed, Houston, E-U) possède des oxydes minéraux sur lesquels le CVI peut se lier chimiquement. Mais aussi, cela est dû à la surface poreuse du MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U), qui peut augmenter la résistance au niveau micromécanique. Trois jours sont requis pour avoir une bonne liaison entre ces deux matériaux. (29)

Une étude révèle que la réalisation d'un composite immédiatement après la mise en place du MTA® blanc (Avalon Biomed, Houston, E-U), obtenait de meilleures forces de liaison que 45min ou 24h après sur les 3 groupes (« Total-etch », « Two-step-etch » et « One step-etch »). Les auto-mordantant ont obtenu une force de liaison la plus élevée au MTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) juste après la mise en place de celui ci. (29)

Une résistance d'adhérence entre 17-20 MPa est requise pour ne pas avoir de hiatus entre les restaurations. (29)

Les adhésifs auto-mordantants possèdent un monomère hydrophile et acide. Ce qui diminue le temps et les étapes pour le praticien. Ce sont donc des systèmes moins sensibles aux différentes techniques mises en place.(31)

Nous pouvons remarquer à travers cette étude que les systèmes adhésifs à base d'eau : ClearfilSE Bond® (Kuraray, Hattersheim am Main, Allemagne) et G Bond® (CG, Sucy-en-Brie, France), entraînent une résistance de liaison inférieure aux systèmes à base d'éthanol : Adper Single Bond 2® (3M ESPE, Cergy-Pontoise, France). Cela est dû à une polymérisation incomplète des monomères, dans le WMTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U). Il y a également présence d'eau, ce qui pourrait venir aussi interférer avec la réaction de polymérisation des adhésifs auto-mordantants.

Il en ressort de cette étude que les adhésifs « Total-etch » obtiennent de meilleures forces de liaison entre la mise en place d'une résine composite à du WMTA® (Avalon Biomed, Houston, E-U) . (31)

## 2.2 LA BIODENTINE®

Il y a présence de moins de micro fuites avec les adhésifs « Total-etch », dans la technique sandwich avec l'utilisation de Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) et de composite à jour 0. Même différence sur une étude à 7 jours.

Le taux de pénétration des adhésifs quant à lui est plus élevé pour les « Self-etch » (7,04%) que pour les « Total-etch » (2,47%).

A J0, étant donné que la réaction de prise est en cours, la surface de Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) sera plus alcaline et aura une teneur en eau plus élevée qu'à J7. Il y a aussi à J0 la formation de cristaux qui améliorent l'étanchéité.

L'acide orthophosphorique produit une diminution du taux de calcium, et un pic de chlorure plus faible à la surface du ciment. Or cela ne semble pas altérer l'étanchéité.

La réaction de prise est due à l'hydroxyde de calcium ( $\text{CaOH}_2$ ) et l'hydrate de silicate de calcium ( $\text{CaOSi}_2\text{H}_2\text{O}$ ) stabilisé à J+7. Les adhésifs contenant de l'acétone, provoquent moins de micro fuites que ceux contenant de l'eau et de l'éthanol. Cela est sûrement dû à la haute pression d'évaporation qui aide les monomères à créer des forces d'adhérences plus importantes.

L'adhésif, Clearfil SE Bond® (Kuraray, Hattersheim am Main, Allemagne) possède du 10-MDP. Celui-ci réalise une liaison chimique stable et crée une nanocouche. Il se lie avec une partie du calcium de la dentine, les résultats sont similaires à ceux obtenus avec la liaison réalisée avec la Biodentine® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) . (32)

## **DEUXIEME PARTIE : ETUDE DE LA RESISTANCE MECANIQUE DE L'INTERFACE MATERIAU ENDODONTIQUE – MATERIAU DE RESTAURATION CORONAIRE**

### **I. INTRODUCTION**

Une fois l'obturation du réseau endodontique terminée par le chirurgien dentiste, de nombreux matériaux peuvent être utilisés pour restaurer la dent. Parmi eux la résine composite et le ciment de verre ionomère (CVI) qui sont mis en place en méthode directe. Ces deux types de matériaux peuvent être utilisés pour une restauration sur du long terme ou peuvent également permettre de temporiser avant de poser une restauration indirecte du type inlay/onlay. La résine composite sera alors généralement laissée en fond de cavité sous la pièce prothétique, directement au contact du matériau d'obturation endodontique donc. Quant au CVI il sera le plus souvent retiré intégralement pour procéder à une nouvelle restauration.

L'objectif de cette étude est d'évaluer la résistance mécanique des interfaces entre deux matériaux d'obturation endodontique (une biocéramique et un ciment à base d'oxyde de zinc eugénol) et deux matériaux de restauration coronaire (une résine composite et un CVI).

## II. MATERIEL ET METHODE

### 1. DESIGN DE L'ETUDE

Une étude *in vitro* a été mise en place au sein du plateau technique de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Toulouse (Université Toulouse III – Paul Sabatier). 60 molaires naturelles extraites pour raison parodontale ont été récupérées, nettoyées, désinfectées et préservées dans un milieu aqueux contenant de la chloramine à 1% en attendant le début de l'étude. Pour être utilisables, les dents devaient respecter les critères d'inclusion suivants :

- Etre des dents permanentes ;
- Ne pas présenter de restauration coronaire ;
- Etre dépourvues de lésions carieuses
- Ne pas avoir déjà été traitées endodontiquement ;
- Ne pas présenter de fêlure ou de fracture de la furcation.

Toutes les dents ont ensuite été traitées de la façon suivante : 1) réalisation d'un traitement endodontique complet et 2) mise en place d'un matériau de restauration coronaire directement au contact de l'obturation endodontique.

### 2. REALISATION DE L'OBTURATION ENDODONTIQUE

La moitié des dents (soit 30 dents) a été obturée avec un ciment conventionnel à base d'oxyde de zinc eugénol, associé à des cônes de gutta percha, et selon la technique de la thermocompaction.

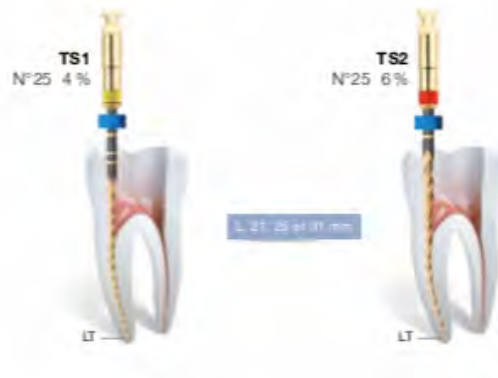
Les 30 autres dents ont été obturées avec un ciment biocéramique (Bioroot RCS®, Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) associé à un cône de gutta percha.

Le protocole entrepris pour le traitement endodontique a été le suivant :

-Détermination de la longueur de travail (LT) avec une lime manuelle 15

-Mise en forme des canaux à la LT préalablement établie en rotation continue (système TS1 et TS2 de chez Coltene- MicroMéga®), en récapitulant après chaque passage d'instrument avec une lime 15.

Le TS1 possède une conicité de 4% et le TS2 de 6%. Nous avons inséré les instruments à 1/3 de LT, LT-2 et LT. Une irrigation à l'hypochlorite a été effectuée entre chaque passage d'instruments (2mL à chaque passage).



*Figure 19 : Système de mise en forme*

-Une fois la mise en forme réalisée, les maîtres cônes ont été essayés. Ensuite, il a été appliqué de l'EDTA dans chaque canal et laisser agir 1min30. Puis, il a été rincé avec de l'hypochlorite (2mL). Et enfin, le canal a été séché à l'aide de pointes de papiers.

-Pour l'obturation, le canal de ciment a été enduit à l'aide du maître cône puis il a été de nouveau enduit et inséré dans le canal. A l'aide d'un fouloir allant jusqu'à LT-2, le cône a été foulé et il a été mit en place un cône accessoire si besoin.

-La thermocompaction à l'aide du Revo Condensor de chez Coltene-MicroMéga® a été ensuite réalisée pour les 30 dents obturées avec le ciment Oxyde de Zinc Eugénol. Pour les 30 dents obturées avec le ciment biocéramique, le cône seul a été introduit dans le canal sans thermocompaction.



*Figure 20 : Système de thermocompaction*

Une fois l'obturation réalisée, un matériau provisoire de type CAVIT® (3M ESPE) a été inséré dans les cavités d'accès pour laisser du temps aux ciments biocéramiques d'avoir une prise complète (ici 7 jours). Nous avons placé également un peu de téflon aux entrées canalaires pour éviter que le CAVIT® ne viennent altérer la prise du ciment biocéramique.

Les dents ont été conservées en atmosphère humide à 37°C durant tout le temps de l'étude.

### 3. REALISATION L'OBTURATION CORONAIRE

Les dents ont été réparties dans chacun des 4 groupes suivants selon la restauration coronaire qui leur a été réalisée. La moitié ont reçu un CVI (Triage®, GC) et l'autre moitié une résine composite photopolymérisable (GrandiOso Heavy Flow®, VOCO) :

-**Groupe 1** : Ciment oxyde de zinc eugéol puis CVI (15 dents)

-**Groupe 2** : Ciment oxyde de zinc eugéol puis composite (15 dents)

-**Groupe 3** : Ciment biocéramique puis CVI (15 dents)

-**Groupe 4** : Ciment biocéramique puis composite (15 dents)

Pour la mise en place du composite, un mordantage des tissus à l'acide orthophosphorique à 35% puis l'application d'un adhésif universel MR2 (Futurabond U®, VOCO) ont été entrepris. Les étapes de photopolymérisation ont été menées sous une puissance de 1200mW (Celalux 3, VOCO).

### 4. PREALABLES AUX TESTS DE CISAILLEMENT

Avant la réalisation des tests de cisaillement, les couronnes des dents ont été détournées de façon à ce que la restauration coronaire ne soit pas contrainte par les tissus dentaires lors du futur test mécanique et les dents ont été sectionnées en leur milieu dans le sens coronaradiculaire à l'aide d'un disque monté sur pièce à main (Disque diamanté Superflex 705.514.220HP, Stoner®, France). Cette étape a permis de confirmer le contact étroit entre le matériau d'obturation endodontique et le matériau de restauration coronaire avant de réaliser le test de cisaillement au niveau de cette interface.

### 5. REALISATION DU TEST DE CISAILLEMENT

Les tests de cisaillement ont été réalisés à l'interface entre les matériaux d'obturation coronaire et endodontique à l'aide d'un testeur universel (TA.XT Plus Texture Analyzer®, Stable Microsystem) à une vitesse de 2mm/min. La résistance à la fracture, le module de cisaillement et la ténacité de l'interface ont été relevées à l'aide du logiciel intégré.

### 6. ANALYSES STATISTIQUES

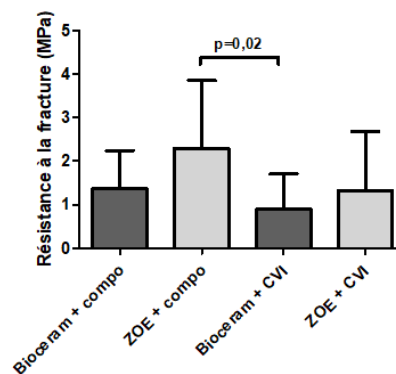
Les résultats obtenus ont été comparés entre les groupes deux à deux, à l'aide de Tests de Student (si la normalité de la distribution et l'égalité des variances étaient respectées). Ou bien à l'aide de tests non paramétriques de Mann-Whitney (si les conditions précédentes n'étaient pas respectées).

### III. RESULTATS

#### 1. RESISTANCE A LA FRACTURE

L'interface entre la biocéramique endodontique et le CVI s'avère le moins résistant, notamment en comparaison avec une restauration en composite sur ciment à l'oxyde de zinc eugénol qui constitue aujourd'hui une restauration très conventionnelle en pratique clinique ( $p=0,02$ ).

	Biocéramique + composite	ZOE + composite	Biocéramique + CVI	ZOE + CVI
Résistance � la rupture (MPa)	1,36 ± 0,88	2,29 ± 1,56*	0,89 ± 0,82*	1,33 ± 1,35



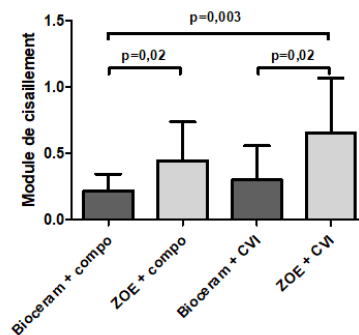
*Figure 22: Tableau illustrant les résultats du test de résistance à la fracture. Les valeurs sont présentées sous la forme Moyenne ± Ecart Type.*

*Une astérisque \* ou un signe à dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux présente une p-value < 0,05. La présence de deux astérisques indique un  $p < 0,01$ . Pour chaque groupe,  $N = 15$ .*

## 2. MODULE DE CISAILLEMENT

Le module de cisaillement, qui indique la rigidité de l'interface, s'avère supérieur pour les dents dont l'obturation endodontique a été réalisée avec un ciment à base d'oxyde de zinc eugénol.

	Biocéramique + composite	ZOE + composite	Biocéramique + CVI	ZOE + CVI
Module de cisaillement	0,22 ± 0,13 <sup>♠,**</sup>	0,45 ± 0,29 <sup>♠</sup>	0,3 ± 0,26 <sup>*</sup>	0,65 ± 0,41 <sup>♠,**</sup>



*Figure 23 : Tableau illustrant les résultats du test de cisaillement. Les valeurs sont présentées sous la forme Moyenne ± Ecart Type.*

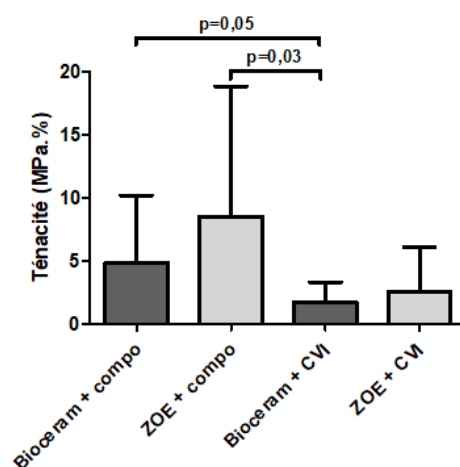
*Une astérisque \* ou un signe ♠ dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux présente une p-value < 0,05. La présence de deux astérisques indique un p < 0,01. Pour chaque groupe, N = 15.*



### 3. TENACITE

La ténacité, autrement dit l'énergie emmagasinée par les restaurations avant de pouvoir être séparées l'une de l'autre, est supérieure lorsque l'obturation coronaire a été réalisée en résine composite. Elle est maximale ( $8,53 \pm 10,34 \text{MPa.}\%$ ) pour les interfaces ciments oxyde de zinc eugénol – résine composite malgré un écart type très important.

	Biocéramique + composite	ZOE + composite	Biocéramique + CVI	ZOE + CVI
Ténacité (MPa.%)	$4,85 \pm 5,35^*$	$8,53 \pm 10,34^{\text{a}}$	$1,69 \pm 1,61^{*,\text{a}}$	$2,55 \pm 3,5$



*Figure 24 : Tableau illustrant les résultats du test de ténacité. Les valeurs sont présentées sous la forme Moyenne  $\pm$  Ecart Type.*

*Une astérisque \* ou un signe  $\text{a}$  dans les tableaux de résultats indiquent que la différence entre les deux présente une p-value  $< 0,05$ . La présence de deux astérisques indique un  $p < 0,01$ . Pour chaque groupe,  $N = 15$ .*

## IV. DISCUSSION

Les résultats de cette étude mettent en évidence qu'il n'existe pas de différence significative quant à la résistance de l'interface entre les différents matériaux d'obturation endodontique et coronaire. Il se dégage comme tendance que l'utilisation d'une résine composite, plutôt que d'un CVI, au contact du traitement endodontique pourrait apporter davantage de rigidité et de résistance à l'interface entre les matériaux. Cela s'avère particulièrement vérifié au vu des plus faibles performances mécaniques de l'interface biocéramique endodontique – CVI.

Le Pro Root MTA ®, qui fait partie du groupe des ciments biocéramiques, a de meilleures qualités d'obturation radiculaire que le Fuji IX ®, qui est un ciment de verre ionomère. (33)

Concernant les résines composites et leur adhésion au biocéramiques, il a été démontré qu'en terme d'étanchéité, selon cette étude (32) l'adhésion des résines composite varie selon l'adhésif utilisé. Elle est significativement meilleure pour les adhésifs de type MR3 comme l'Optibond XTR ®

Il a également été démontré que sur la Biodentine ® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France), le pH variait lors de la prise du matériau, il est alors plus alcalin et il y a une présence d'eau en surface. C'est pour cela que lors de notre étude nous avons patienté 7 jours avant la mise en place de la restauration définitive.

D'autres auteurs ont notamment démontré, que l'utilisation de l'acide orthophosphorique améliore l'étanchéité malgré le fait, qu'il vienne modifier chimiquement la surface du ciment.(34). Ce qui a été confirmé par cette étude, qui montre que les adhésifs mordantage-rinçage présentaient une force d'adhérence plus élevée que les adhésifs en une étape.(29) Ce qui nous a poussé à choisir pour notre étude la mise en place d'un collage avec l'utilisation d'un adhésif mordantage-rinçage.

Concernant l'étude de l'interface créée entre l'adhésif et la Biodentine ® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) , en terme d'étude de microscopie (32), aucune différence n'a été observée entre les différents systèmes adhésifs pour l'épaisseur de la couche d'adhésif. Cependant, les systèmes automordantants montrent une épaisseur de couche plus faible.

Ces résultats sont à pondérer selon les contraintes inhérentes à la réalisation d'une étude in vitro et aux décisions entreprises pour réaliser ce travail. Les dents obturées au ciment à l'oxyde de zinc eugénol ont par exemple subi une dernière étape de

thermocompaction à la fin du traitement endodontique, ce qui diffère de l'obturation avec des ciments biocéramiques, où la technique de choix est la technique en mono cône. (35)

Les résultats sont concordant avec ce que l'on peut trouver dans la littérature, qui montre que le collage au niveau de la cavité endodontique se réalise principalement au niveau de la dentine. Même si celui-ci, en terme de qualité de collage est inférieur à celui réalisé sur l'émail. (36)

Il est alors plus judicieux d'avoir un bon traitement au niveau de la dentine de la cavité d'accès que sur le fond de cavité pour avoir une restauration étanche et pérenne dans le temps.

## **V. CONCLUSION DE L'ETUDE**

Cette étude réalisée sur des dents extraites, a permis d'étudier l'interface de collage entre les ciments biocéramiques et les résines composites. En comparaison avec les ciments à base d'Oxyde de Zinc Eugénol, qui sont fréquemment utilisés dans les cabinets.

Pour se faire, plusieurs tests mécaniques ont été réalisés en laboratoire : test de résistance à la fracture, test de cisaillement et enfin test de la ténacité.

Cette étude n'a pas montré de différence significative pour le collage sur ces deux ciments. Or, l'utilisation des CVI n'est pas recommandée sur les ciments biocéramiques.

Cependant, il serait intéressant de prolonger les tests pour étudier les échanges chimiques réalisés à cette interface.

## CONCLUSION

Le traitement endodontique restant un acte très répandu dans les cabinets dentaires, il est nécessaire une fois celui-ci réalisé, d'assurer sa durée dans le temps.

Cela passe par la réalisation d'un traitement endodontique dans les meilleurs conditions possibles : mise en place du champ opération, bonne désinfection du réseau endodontique et enfin une obturation complète du réseau endodontique.

Mais également pour assurer sa pérennité dans le temps, par la mise en place d'une obturation coronaire étanche, ce que soit une couronne, un inlay-onlay, ou bien une résine composite.

Notre étude analyse l'interface de collage entre les résines composites et les différents ciments utilisés dans l'obturation du réseau canalaire. Plus particulièrement avec la dernière catégorie de ciments endodontique apparue sur le marché : les ciments biocéramiques.


Cette étude a été réalisée sur des dents extraites, que nous avons obturé endodontiquement et coronairement. Des échantillons ont ensuite été réalisés, et des tests ont été effectués en laboratoire pour tester des propriétés mécaniques de cette interface.

Cette étude n'a pas révélé de différence significative au niveau de l'interface de collage réalisée entre les résines composites et les ciments endocanalaire. Que ce soit pour les ciments à base d'Oxyde de Zinc Eugénol, mais encore les ciments biocéramiques comme le BioRoot RCS® (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France).

Vu le Président du jury



Vu les directeurs de Thèse



T. CANCEIN

## **BIBLIOGRAPHIE**

1. Poggio C, Dagna A, Ceci M, Meravini M, Colombo M, Pietrocola G. Solubility and pH of bioceramic root canal sealers: A comparative study. *J Clin Exp Dent*. 2017;e1189-94.
2. LASFARGUES J-J, COLON P. *Odontologie conservatrice et restauratrice*. Cdp. 2009. (JPIO; vol. Tome 1 : une approche médicale globale).
3. Surya Raghavendra S, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. **BIOCERAMICS IN ENDODONTICS – A REVIEW**. *J Istanbul Univ Fac Dent [Internet]*. 17 nov 2017 [cité 28 août 2021];51(0). Disponible sur: <http://iupress.istanbul.edu.tr/journal/eor/article/endodontide-biyoseramikler-derleme>
4. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endod Top*. mai 2015;32(1):3-30.
5. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endodonzia*. nov 2016;30(2):70-80.
6. Bds AGG. Resistance to Fracture of Roots Obturated with Novel Canal-filling Systems. 2011;37(11):3.
7. Dds SE. Dislocation Resistance of iRoot SP, a Calcium Silicate-based Sealer, from Radicular Dentine. 2010;36(12):3.
8. Silva EJNL, Rosa TP, Herrera DR, Jacinto RC, Gomes BPFA, Zaia AA. Evaluation of Cytotoxicity and Physicochemical Properties of Calcium Silicate-based Endodontic Sealer MTA Fillapex. *J Endod*. févr 2013;39(2):274-7.
9. Atlan A, Dantan Q, Jouanny G. La technique monocône est-elle une technique d'avenir ? 2015;5.
10. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Physical Properties of 5 Root Canal Sealers. *J Endod*. oct 2013;39(10):1281-6.
11. Miyamoto Y, Ishikawa K, Fukao H, Sawada M, Nagayama M, Kon M, et al. In vivo setting behaviour of fast-setting calcium phosphate cement. 1995;16(11):6.
12. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J*. déc 2017;50:e120-36.
13. Holt DM, Watts JD, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The Anti-microbial Effect Against *Enterococcus faecalis* and the Compressive Strength of Two Types of Mineral Trioxide Aggregate Mixed With Sterile Water or 2% Chlorhexidine Liquid. 2007;33(7):4.
14. Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri

- AR. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer: Bond Strength of a Bioceramic Sealer. *Aust Endod J.* déc 2013;39(3):102-6.
15. Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials.* juill 2008;29(20):2941-53.
16. Zoufan K, Jiang J, Komabayashi T, Wang Y-H, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of Gutta Flow and Endo Sequence BC sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* nov 2011;112(5):657-61.
17. Schröder U. Effects of Calcium Hydroxide-containing Pulp-capping Agents on Pulp Cell Migration, Proliferation, and Differentiation. *J Dent Res.* avr 1985;64(4):541-8.
18. Nair PNR, Henry S, Cano V, Vera J. Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after “one-visit” endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* févr 2005;99(2):231-52.
19. Trope M, Yesilsoy C, Koren L, Moshonov J, Friedman S. Effect of different endodontic treatment protocols on periodontal repair and root resorption of replanted dog teeth. *J Endod.* oct 1992;18(10):492-6.
20. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Ford TRP. Physical and Chemical Properties of a New Root-End Filling Material. *J Endod.* 1995;21(7):5.
21. Matsumoto S, Hayashi M, Suzuki Y, Suzuki N, Maeno M, Ogiso B. Calcium Ions Released from Mineral Trioxide Aggregate Convert the Differentiation Pathway of C2C12 Cells into Osteoblast Lineage. *J Endod.* janv 2013;39(1):68-75.
22. Dimitrova-Nakov S, Uzunoglu E, Ardila-Osorio H, Baudry A, Richard G, Kellermann O, et al. In vitro bioactivity of Bioroot<sup>TM</sup> RCS, via A4 mouse pulpal stem cells. *Dent Mater.* nov 2015;31(11):1290-7.
23. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA. The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Dent.* oct 2019;89:103169.
24. López-García S, Pecci-Lloret MR, Guerrero-Gironés J, Pecci-Lloret MP, Lozano A, Llena C, et al. Comparative Cytocompatibility and Mineralization Potential of Bio-C Sealer and TotalFill BC Sealer. *Materials.* 22 sept 2019;12(19):3087.
25. Colombo M, Poggio C, Dagna A, Meravini M, Riva P, Trovati F, et al. Biological and physico-chemical properties of new root canal sealers. *J Clin Exp Dent.* 2018;0-0.
26. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *E N T M T E R S.* :14.
27. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al.

Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* juin 2004;83(6):454-8.

28. Shin J-H, Jang J-H, Park SH, Kim E. Effect of Mineral Trioxide Aggregate Surface Treatments on Morphology and Bond Strength to Composite Resin. *J Endod.* août 2014;40(8):1210-6.

29. Neelakantan P, Grotra D, Subbarao CV, Garcia-Godoy F. The shear bond strength of resin-based composite to white mineral trioxide aggregate. *J Am Dent Assoc.* août 2012;143(8):e40-5.

30. Carrilho MR, Tay FR, Sword J, Donnelly AM, Agee KA, Nishitani Y, et al. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. *Eur J Oral Sci.* août 2007;115(4):321-9.

31. Yelamali S, Patil A. Evaluation of shear bond strength of a composite resin to white mineral trioxide aggregate with three different bonding systemsa-An in vitro analysis. *J Clin Exp Dent.* 2016;0-0.

32. Pradelle-Plasse N, Mocquot C, Semennikova K, Colon P, Grosgeat B. Interface between calcium silicate cement and adhesive systems according to adhesive families and cement maturation. *Restor Dent Endod.* 2021;46:e3.

33. Influence of cracks on leakage and obturation efficiency of root-end filling materials after ultrasonic preparation: an in vitro evaluation , DE BRUYNE MA, DE MOOR RJ.

34. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent.* juill 2013;41(7):600-10.

35. Candeiro GT de M, Lavor AB, Lima IT de F, Vasconcelos BC de, Gomes NV, Iglecias EF, et al. Penetration of bioceramic and epoxy-resin endodontic cements into lateral canals. *Braz Oral Res.* 2019;33:e049.

36. Belli S, Zhang Y, Pereira P, Ozer F, Pashley D. Regional Bond Strengths of Adhesive Resins to Pulp Chamber Dentin. *J Endod.* août 2001;27(8):527-32.

## **L'INTERFACE DE COLLAGE POST-ENDODONTIQUE, ETUDE IN VITRO DE DIFFERENTS MATERIAUX**

---

### **RESUME EN FRANÇAIS**

Le traitement endodontique est un traitement très répandu dans les cabinets dentaires. La dernière étape de ce traitement est l'obturation du réseau endodontique à l'aide de ciment et de gutta percha. Une nouvelle catégorie de ciment est apparue depuis 2015 sur le marché : les ciments biocéramiques. Plusieurs restaurations peuvent être mises en place après cette étape pour reconstituer la dent, dont les résines composites. Notre étude clinique n'a pas montré de différence significative entre le collage sur les ciments à base d'Oxyde de Zinc Eugéno et les ciments biocéramiques. Néanmoins, nous n'avons pas testé l'adhésion chimique entre ces ciments et les résines composites.

---

**TITRE EN ANGLAIS:** The bonding interface post-endodontic, in vitro study of different materials

### **RESUME EN ANGLAIS**

The endodontic treatment is a very common treatment in dental offices. The last step of this treatment is the endodontic obturation by sealer and gutta percha. A new category of sealer is appeared since 2015 on the market: the bioceramics sealers. Many restorations could be implemented after this step to restore the tooth, like composite resins. Our in vitro study didn't show a significant difference between the bonding on Zinc Oxyde Eugenol sealants and bioceramics sealants. Nevertheless, we haven't test the chemical adhesion between this sealants and the composite resins.

---

**DISCIPLINE ADMINISTRATIVE :** Réhabilitation Orale 58.01

---

**MOTS-CLES :** Endodontie, ciments biocéramiques, collage, interface, Bioroot®, ténacité

---

**INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :**

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire : 3 chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse Cedex

---

**Directeur de thèse :** Dr FISSE Jérôme