

**UNIVERSITÉ DE LILLE**  
**FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année de soutenance : 2021

N° :

THÈSE POUR LE  
**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 22 Novembre 2021

Par Cyprien DUBOIS

Né le 28 avril 1995 à LILLE – France

**L'APPORT DES CIMENTS BIOCERAMIQUES A L'OBTURATION MONOBLOC**

**JURY**

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ  
Monsieur le Docteur William PACQUET  
Monsieur le Docteur Alexandre GRENET



Président de l'Université	: Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	: M-D. SAVINA
Doyen	: E. DEVEAUX
Vice-Doyen	: A. de BROUCKER
Responsable des Services	: M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	: -

## PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

### PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
<b>C. DELFOSSE</b>	Responsable du Département d' <b>Odontologie Pédiatrique</b>
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie <b>Doyen du département facultaire d'odontologie de l'UFR3S</b>

## MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
<b>F. BOSCHIN</b>	Responsable du Département de <b>Parodontologie</b>
<b>E. BOCQUET</b>	Responsable du Département d' <b>Orthopédie Dento-Faciale</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Ancien doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire Responsable du Département de <b>Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
<b>P. HILDEBERT</b>	Responsable du Département de <b>Dentisterie Restauratrice Endodontie</b>
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
<b>L. NAWROCKI</b>	Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b> Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin -CHRU Lille
<b>C. OLEJNIK</b>	Responsable du Département de <b>Biologie Orale</b>
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
<b>M. SAVIGNAT</b>	Responsable du Département des <b>Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux</b>
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
<b>J. VANDOMME</b>	Responsable du Département de <b>Prothèses</b>

### ***Réglementation de présentation du mémoire de Thèse***

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

# **Remerciements**

**Aux membres du jury,**

**Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX**

**Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

Section de réhabilitation orale

Département de dentisterie restauratrice endodontie

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en sciences odontologiques

Docteur en odontologie de l'Université de Lille 2

Habilitation à Diriger des Recherches

Doyen du département facultaire d'odontologie de l'UFR3S de l'Université de Lille

Doyen honoraire de la faculté de chirurgie dentaire de l'Université de Lille

Ancien membre associé national de l'Académie nationale de chirurgie dentaire

Ancien président de la Société française d'endodontie

Chevalier dans l'Ordre des palmes académiques

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse et je vous en suis profondément reconnaissant. Je tiens à vous remercier pour la qualité de vos enseignements reçus au cours de mes études. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon profond respect.

**Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

Section Réhabilitation Orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Diplôme d'Etudes Approfondies Sciences de la Vie et de la Santé

Vous avez accepté de siéger dans ce jury pour juger mon travail, j'en suis honoré. Je vous remercie pour les nombreux enseignements prodigués au cours de mon cursus universitaire, ainsi que pour votre bienveillance et votre pédagogie en clinique et en TP. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma plus grande estime.

**Monsieur le Docteur William PACQUET**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

Section Réhabilitation Orale

Département de Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master 2 Ingénierie de la Santé et Biomatériaux

Attestation universitaire de dentisterie adhésive et esthétique - Université de Paris

Diplôme universitaire d'esthétique du sourire - Université de Strasbourg

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de siéger dans ce jury. Je vous suis très reconnaissant de votre disponibilité et votre patience envers vos étudiants en clinique. Veuillez trouver dans ce travail l'expression ma plus grande considération.

**Monsieur le Docteur Alexandre GRENET**

**Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD**

Section Réhabilitation Orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Vous avez accepté de diriger cette thèse malgré votre emploi du temps très dense et je vous en suis infiniment reconnaissant. Je vous remercie pour votre accompagnement lors de la réalisation de ce travail, et j'espère qu'il correspondra à vos attentes. Veuillez y trouver l'expression de mon profond respect et de ma reconnaissance.

# Table des matières

<b>1 Introduction</b> .....	<b>15</b>
<b>2 Définitions et objectifs</b> .....	<b>16</b>
2.1 Traitement endodontique.....	16
2.2 Obturation canalair e.....	18
2.3 Monobloc .....	19
2.3.1 Monobloc primaire .....	20
2.3.2 Monobloc secondaire .....	21
2.3.3 Monobloc tertiaire .....	21
<b>3 Matériaux</b> .....	<b>23</b>
3.1 Cahier des charges des matériaux et ciments d'obturation .....	23
3.2 Cahier des charges pour une obturation monobloc .....	25
3.3 Matériaux d'obturation.....	25
3.3.1 Gutta-percha .....	26
3.3.1.1 Composition.....	26
3.3.1.2 Propriétés .....	26
3.3.2 Gutta-percha modifiée .....	28
3.3.2.1 EndoREZ® .....	28
3.3.2.2 ActivGP™ .....	28
3.3.2.3 BC Points™ .....	28
3.3.3 Polymères synthétiques .....	29
3.3.3.1 Resilon® .....	29
3.3.3.2 CPoint™ .....	30
3.3.4 Réponse aux cahiers des charges.....	31
3.4 Ciments d'obturation.....	32
3.4.1 Ciments à base d'oxyde de zinc et d'eugénol (ZOE).....	33
3.4.1.1 Composition.....	33
3.4.1.2 Propriétés physiques et biologiques.....	34
3.4.2 Ciments à base d'hydroxyde de calcium .....	35
3.4.2.1 Composition.....	35
3.4.2.2 Propriétés physiques et biologiques.....	35
3.4.3 Ciments à base de silicone.....	36
3.4.3.1 Composition.....	37
3.4.3.2 Propriétés physiques et biologiques.....	37
3.4.4 Ciments à base de verres ionomères (VI).....	38
3.4.4.1 Composition.....	38
3.4.4.2 Propriétés physiques et biologiques.....	38
3.4.5 Ciments à base de résine époxy .....	39
3.4.5.1 Composition.....	39
3.4.5.2 Propriétés physiques et biologiques.....	40
3.4.6 Ciments à base de résine méthacrylate .....	41
3.4.6.1 Composition et classification chronologique.....	41
3.4.6.2 Propriétés physiques et biologiques.....	44
3.4.7 Ciments à base de silicates de calcium (biocéramiques).....	46

3.4.7.1 Historique, composition et classification.....	46
3.4.7.2 Propriétés physiques et biologiques.....	51
3.4.8 Réponse aux cahiers des charges.....	56
3.4.8.1 Propriétés générales des ciments d'obturation .....	56
3.4.8.2 Propriétés recherchées pour l'obturation monobloc .....	58
<b>4 Protocoles et cas cliniques .....</b>	<b>61</b>
4.1 Protocole de préparation et d'obturation par ciments à base de silicate de calcium .....	61
4.1.1 Choix du maître-cône, irrigation finale et séchage du canal .....	61
4.1.2 Préparation des ciments.....	62
4.1.3 Obturation.....	62
4.1.3.1 Technique par enduction.....	63
4.1.3.2 Technique par injection.....	64
4.1.3.3 Technique avec un bourre-pâte .....	65
4.1.4 Résumé du protocole d'obturation par CBSC .....	66
4.2 Cas cliniques .....	67
4.2.1 Cas clinique n°1.....	67
4.2.2 Cas clinique n°2.....	71
<b>5 Conclusion .....</b>	<b>73</b>
<b>Index des illustrations.....</b>	<b>75</b>
<b>Index des tableaux .....</b>	<b>76</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>	<b>77</b>

### **Liste des abréviations :**

ADA : American Dental Association

ANSI : American National Standard Institute

CBSC : Ciments à base de silicate de calcium

CVI : Ciment Verre Ionomère

EDTA : Éthylènediaminetétraacétique

GP : Gutta-percha

HEMA : Hydroxyethyl methacrylate

ISO : International Organization for Standardization

META : Methacryloxyethyl trimellitate anhydre

MMA-TBB : Methyl methacrylate – Tributyl borane oxide

MPa : Mega-Pascal

MTA : Mineral trioxyde aggregate

UDMA : Urethane dimethacrylate

VI : Verre ionomère

ZOE : Oxyde de zinc – Eugénol

# 1 Introduction

Le traitement endodontique tient une place importante dans l'art dentaire. En effet, c'est par ce moyen que les douleurs peuvent être soulagées lorsque la pulpe dentaire ne peut être guérie. Ainsi, tant que la pulpe dentaire pathologique ne pourra être systématiquement soignée ou régénérée par l'ingénierie tissulaire, il faudra trouver des moyens de la remplacer.

L'exigence initiale du traitement endodontique, de soulager une dent douloureuse en la rendant asymptomatique et fonctionnelle, s'est étoffée de protocoles et de cahiers des charges précis. Ainsi, si les objectifs du traitement endodontique n'ont pas évolué, les matériaux et techniques employés ont considérablement changé.

Le développement de nouvelles technologies en dentisterie a permis d'améliorer l'efficacité des traitements endodontiques, et a fait naître de nouvelles perspectives. Les produits nécosants ont été lentement abandonnés, avec l'apparition des anesthésies locales efficaces. Les premiers concepts guidant le succès endodontique ont été établis, notamment par la désinfection canalaire. La radiographie a été appliquée à la dentisterie. L'obturation par cônes d'argent, par remplissage de pâte ou de ciment a été rendue techniquement possible, puis améliorée avec la gutta-percha. Les instruments manuels ont été mécanisés et l'évolution de leurs alliages a permis de repousser les limites techniques des traitements canalaires. Si certains de ces matériaux et techniques sont obsolètes, ils ont progressivement mené à l'endodontie contemporaine [89].

L'apparition des techniques adhésives et leur application en endodontie a fait naître l'idée d'une obturation canalaire monobloc, dans le but d'améliorer l'étape finale du traitement canalaire [96].

Les silicates de calcium, dits « biocéramiques » en endodontie et développés plus récemment, ont permis de proposer une nouvelle solution d'obturation, interrogeant sur la possibilité d'une obturation monobloc avec ces ciments.

L'objectif de cette thèse est de déterminer si l'obturation monobloc est réalisable avec la palette des matériaux disponibles actuellement. Après une définition des termes et des objectifs du traitement endodontique, de l'obturation endodontique et de l'obturation monobloc, un état des lieux des matériaux et des ciments récents est réalisé. Enfin, le protocole d'utilisation des ciments d'obturation canalaire « biocéramiques » est expliqué puis illustré par deux cas cliniques.

## 2 Définitions et objectifs

### 2.1 Traitement endodontique

Selon la Haute Autorité de Santé, le traitement endodontique a pour objectif de traiter les pathologies de la pulpe et du péri-apex, et ainsi de transformer une dent pathologique en une entité saine, asymptomatique et fonctionnelle sur l'arcade [41]. Le terme de traitement endodontique inclut les traitements de soin et de préservation de la santé de toute ou partie de la pulpe dentaire ainsi que les tissus péri-radicaux [29].

Les indications spécifiques du traitement endodontique canalaire sont les suivantes [29,41] :

- pulpite irréversible ou pulpe nécrosée avec ou sans signes cliniques et/ou radiographiques de parodontite apicale,
- pulpe vivante dans certaines situations cliniques : nécessité d'utiliser l'espace pulpaire pour assurer un ancrage radiculaire de la restauration, pronostic de vitalité pulpaire défavorable avant procédures restauratrices, probabilité d'exposition pulpaire importante au cours de la restauration coronaire (notamment d'une dent mal positionnée), amputation radiculaire ou une hémisection,
- concernant le retraitement canalaire, lorsque le traitement précédent est inadéquat radiologiquement et que la dent présente des signes persistants de parodontite apicale et/ou d'une symptomatologie, ou sans signe mais lors d'une modification de la restauration coronaire [29].

Les contre-indications du traitement endodontique canalaire sont [29,41] :

- contre-indication médicale formelle pour les patients à haut risque d'endocardite infectieuse quand la pulpe est nécrosée,
- contre-indication médicale relative pour les patients à haut risque d'endocardite infectieuse dont la dent est vivante, ainsi que les patients à risque modéré d'endocardite infectieuse, lorsqu'au moins une des conditions suivantes n'est pas remplie : champ opératoire étanche, réalisation en une seule séance, et totalité de l'endodonte accessible (cette notion d'accessibilité rend envisageable le traitement endodontique uniquement pour les dents monoradiculées ainsi que les premières prémolaires dont les deux canaux sont accessibles),
- impossibilité de restaurer ou de rendre fonctionnelle la dent de manière durable,
- insuffisance du support parodontal,
- contexte ne permettant pas de réaliser le traitement endodontique canalaire correctement (hygiène bucco-dentaire mauvaise ne pouvant être améliorée, patient non compliant, pronostic de la dent défavorable).

Le traitement endodontique canalaire consiste alors en la mise en forme, l'assainissement (« cleaning and shaping ») et l'obturation, de manière étanche, de l'endodonte nécessitant ce traitement, décrit par Schilder en 1974, dans sa triade du succès endodontique [29,41,82].

Ce travail abordera le traitement endodontique initial par voie orthograde, sans évoquer le traitement endodontique par voie rétrograde (chirurgical), ni le retraitement canalaire.

## 2.2 Obturation canalaire

L'obturation canalaire est la dernière étape du traitement endodontique canalaire, et consiste à remplir et sceller le système canalaire, préalablement mis en forme et assaini.

Les objectifs de l'obturation canalaire sont :

- de prévenir le passage de micro-organismes et de fluides dans l'endodonte, en remplissant tout le système canalaire sans lacune, de manière tridimensionnelle, par un matériau biocompatible, l'étanchéité biologique est alors recherchée [29,68,83],
- d'emprisonner les irritants persistants dans le système canalaire malgré la désinfection [68,83],
- de faciliter et induire la cicatrisation des tissus péri-radicaux [68].

Les techniques d'obturation canalaire actuelles consistent en l'usage de gutta-percha (GP) condensée, à chaud ou à froid, en association avec un ciment de scellement canalaire le plus fin possible [89]. Ce ciment d'obturation permet de palier à l'absence d'adhésion de la gutta-percha à la dentine [47,89].

Toutes les techniques d'obturation ont en commun l'utilisation d'un maître-cône, qui est le cône de gutta-percha principal. Ce maître-cône doit être ajusté apicalement, selon la conicité du dernier instrument de la préparation canalaire. Des cônes accessoires peuvent être utilisés [89].

Le maître-cône peut être mis en place sans compaction, comme dans la technique monocône. Il sera alors placé dans le canal après enduction des parois canalaires de ciment, sur le maître-cône ou par bourre-pâte. Le cône de gutta-percha n'étant pas condensé, une grande quantité de ciment doit être utilisé, ce qui ne permet pas une obturation tridimensionnelle du système canalaire. Cette technique est donc déconseillée [89].

Le maître-cône peut aussi être compacté latéralement à froid, et des cônes accessoires sont alors ajoutés, afin de minimiser la quantité de ciment et de densifier l'obturation en gutta-percha. Cette technique peut être modifiée, en produisant cette condensation uniquement au tiers apical, suivie par une condensation thermomécanique sur le reste du canal [89].

Les techniques de compaction à chaud sont aussi possibles, afin d'obtenir l'obturation tridimensionnelle du système canalaire [89].

Le maître-cône peut être condensé par action d'un instrument, dans le cadre de la technique de thermocompaction mécanique de MacSpadden. Le chauffage et la compaction de la gutta-percha se fait par friction grâce à l'instrument rotatif appelé thermocompacteur [89].

Dans le cas de la condensation verticale à chaud, l'obturation peut se faire soit par vagues répétées (Schilder), avec des chauffages et des compactations verticales répétées vers le tiers apical de la racine, soit par vague unique (Buchanan), avec un chauffage et une compaction par un instrument unique. L'obturation du tier moyen et du tier coronaire peut se faire par thermocompaction mécanique ou injection de gutta-percha [89].

L'obturation peut enfin se faire à l'aide d'un tuteur enduit de gutta-percha, qui est introduit dans le canal après réchauffage [89].

Des spécificités peuvent apparaître concernant l'obturation de dents immatures ou à foramen large.

## **2.3 Monobloc**

Le terme « monobloc » signifie « d'une seule pièce ». Il a d'abord été introduit en odontologie en 1902 par Robin, dans le domaine de l'orthodontie, afin de décrire un appareillage unissant maxillaire et mandibule afin de corriger les symptômes de la séquence de Robin (rétrognathie, glossoptose et fente vélo-palatine postérieure) [in 110].

En endodontie, le monobloc est une obturation idéale pour laquelle l'espace canalaire serait parfaitement scellé par une interface sans lacune, devenant un ensemble mécaniquement homogène, améliorant ainsi l'étanchéité canalaire mais aussi augmentant la résistance à la fracture des dents traitées endodontiquement. Le monobloc peut aussi correspondre aux restaurations, notamment corono-radulaire [96].

La proportion de dents fracturées est plus grande parmi les dents ayant reçues un traitement endodontique [7,91,92]. En effet, les procédures de mise en forme coronaire et canalaire affaiblissent relativement la rigidité de la dent, selon le nombre de parois coronaires résiduelles, ainsi que le type de préparation canalaire [19]. La mise en forme coronaire, canalaire et l'obturation réduisent d'environ 5 % la résistance relative de la dent à la fracture, quand la perte d'une crête marginale réduit la résistance relative de la dent à la fracture de 63 % [54,76]. Les dents définitives immatures présentent elles aussi une résistance à la fracture réduite, due à leur apex ouvert et à leur plus faible épaisseur de dentine radiculaire [17,96].

Les restaurations endodontiques monoblocs peuvent être classées en trois catégories, définies par Tay et Pashley, selon le nombre d'interfaces entre le substrat et le matériau : les monoblocs primaire, secondaire et tertiaire (Fig.1) [96].

### **2.3.1 Monobloc primaire**

Le monobloc primaire présente une unique interface, circonférentielle, entre le matériau et les parois canalaire. Ainsi, dans ce type de monobloc, un seul matériau obture le système canalaire, et ce matériau adhère aux surfaces du substrat.

Ce type de monobloc a pu être réalisé avec la commercialisation, à la fin des années 1970, du Hydron, un ciment à base de résine méthacrylate, qui était conçu pour obturer, seul, tout le système canalaire. Après injection dans le système canalaire, il formait un hydrogel adhésif aux parois canalaire, cependant très perméable et dégradable [55,96,113].

La version contemporaine d'une obturation monobloc primaire de l'endodonte correspond par exemple à la réalisation d'obturation orthograde par mise en place d'un bouchon de mineral trioxyde aggregate (MTA), pour des dents définitives immatures [96].

### **2.3.2 Monobloc secondaire**

Le monobloc secondaire présente deux interfaces circonférentielles. La première entre le matériau d'obturation et son ciment, et la seconde entre ce ciment et les parois canalaires. Ainsi, le ciment adhère au matériau d'obturation et aux parois canalaires [96].

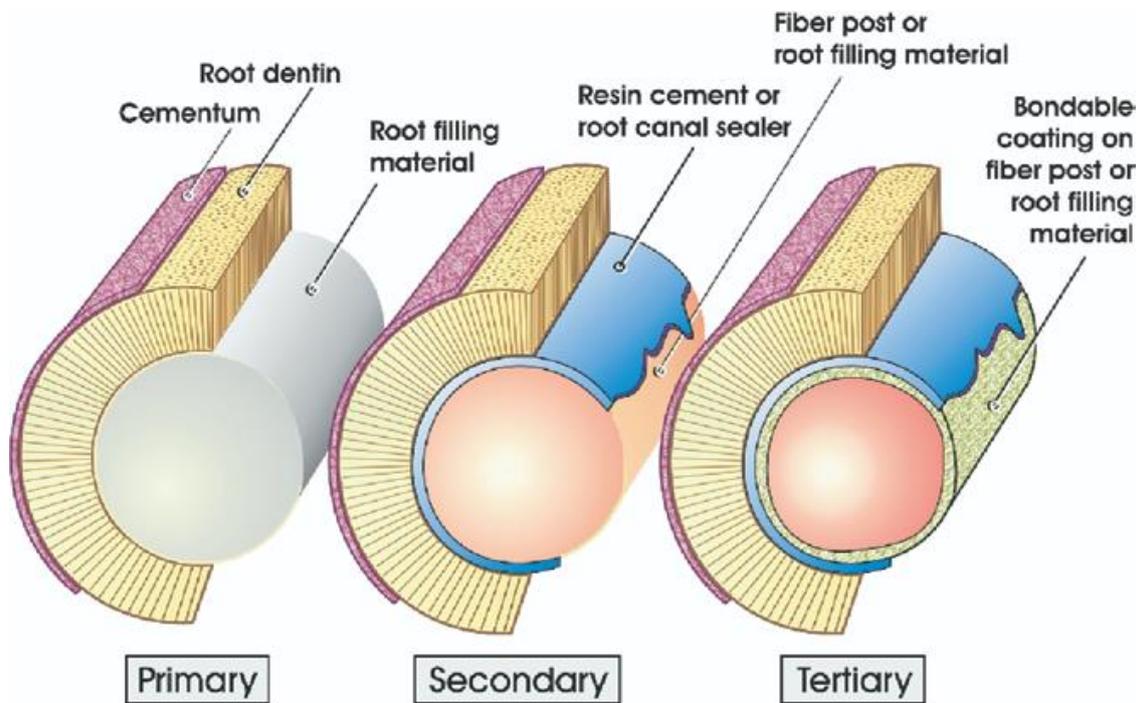
Ces interfaces correspondent à celles retrouvées dans les techniques d'obturations contemporaines, avec un matériau d'obturation scellé par un ciment, ainsi qu'aux techniques de reconstitution corono-radulaire, avec un tenon scellé ou collé aux parois canalaires [96].

C'est ce type de monobloc qui est le plus décrit dans la littérature. Les reconstitutions corono-radulaires avec un tenon fibré collé correspondent à ce type de monobloc, ainsi que les obturations réalisées avec Resilon® et Epiphany® [96].

### **2.3.3 Monobloc tertiaire**

Le monobloc tertiaire présente trois interfaces circonférentielles. Une interface s'ajoute à celles des monoblocs secondaires, entre le revêtement de surface du matériau d'obturation et ce même matériau [96].

Les monoblocs tertiaires peuvent être théoriquement réalisés avec des cônes de gutta-percha enduits (de particules de verre ionomère ou de résine), ou des tenons fibrés anatomiques (avec une couche de résine pré-polymérisée déformable sur le tenon). Dans ce cas, une interface s'ajoute à la surface du matériau [96].



### CLASSIFICATION OF ENDODONTIC MONOBLOCKS

Figure 1 : Classification des monoblocs endodontiques. Les monoblocs primaires ne présentent qu'une seule interface entre le matériau d'obturation et la dentine canalaire. Les monoblocs secondaires présentent deux interfaces, une entre le matériau d'obturation et le ciment d'obturation, ainsi qu'une interface entre ce ciment d'obturation et la dentine canalaire. Les monoblocs tertiaires présentent trois interfaces, la troisième se trouvant entre le matériau d'obturation et son revêtement de surface [96].

## **3 Matériaux**

### **3.1 Cahier des charges des matériaux et ciments d'obturation**

Les connaissances en endodontie ont grandement évolué depuis les premières descriptions des méthodes et techniques d'obturation, et avec elles les exigences envers les matériaux utilisés.

Les matériaux et ciments d'obturation doivent être considérés comme des dispositifs implantaires selon Ørstavik, puisqu'ils sont en contact direct avec des tissus vivants [68].

Ainsi, Grossman a décrit, en 1970, les qualités des matériaux et des ciments d'obturation idéaux, dont les propriétés sont présentées dans le tableau suivant (Tableau 1) [9,35].

Schmalz (2003) a précisé les qualités des ciments d'obturation, en propriétés techniques, biologiques et de manipulation, en ajoutant, aux exigences de Grossman, celles d'adhésion ou d'adaptation à la dentine et aux différents matériaux d'obturation, de non allergénicité pour le patient et le personnel soignant, de stimulation du processus de cicatrisation (bioactivité) [in 89].

Des normes ont par ailleurs été établies pour les ciments d'obturation, en particulier celles de l'American Dental Association (ADA) et de l'American National Standard Institute (ANSI) aux États-Unis, ainsi que les normes de l'International Organization for Standardization (ISO) au niveau international. Les normes ADA 57 et ISO 6876-2012 concernent notamment la fluidité, le temps de travail et temps de prise, la radio-opacité, la solubilité, la stabilité dimensionnelle lors de la prise. Des évaluations de la biocompatibilité/cytotoxicité et de l'étanchéité sont aussi réalisées pour établir des comparaisons [51,68].

Tableau 1 : Propriétés idéales d'un matériau et d'un ciment d'obturation selon Grossman [9,35,38]

<b>Matériau d'obturation</b>	<b>Ciment d'obturation</b>
Manipulation et introduction facile dans le système canalaire, avec un temps de travail long	Mélange facile (poudre de granulométrie très fine), temps de travail long, introduction facile et action de lubrification pour la mise en place du matériau d'obturation
Inaltérable à l'humidité ou aux fluides tissulaires, non poreux, non oxydable ni corrodable	Inaltérable à l'humidité ou aux fluides tissulaires
Capacité de sceller le système canalaire latéralement et apicalement, en s'adaptant à l'anatomie canalaire	Capacité de sceller le système canalaire latéralement et apicalement, en s'adaptant à l'anatomie canalaire
Stabilité dimensionnelle, absence de rétraction pendant ou après la prise	Stabilité dimensionnelle, absence de rétraction pendant ou après la prise
Propriétés bactéricides ou a minima bactériostatiques	Propriétés bactéricides ou a minima bactériostatiques
Radio-opaque	Radio-opaque
Ne modifie pas la structure ou la teinte de la dent	Ne modifie pas la structure ou la teinte de la dent
Biocompatible, ne provoque pas d'inflammation des tissus péri-radicaux	Biocompatible, ne provoque pas d'inflammation des tissus péri-radicaux
Facile à désobturer si nécessaire (par solvant, chaleur, action mécanique)	Facile à désobturer, soluble par un solvant classique
Stérile ou stérilisable	Adhère au matériau d'obturation et aux parois canalaux

### **3.2 Cahier des charges pour une obturation monobloc**

L'objectif d'une obturation monobloc est d'améliorer l'étanchéité du scellement de l'espace canalaire en obtenant des interfaces adhésives sans lacune, devenant un ensemble mécaniquement homogène, et augmentant la résistance à la fracture des dents traitées endodontiquement [96].

Tay et Pashley ont établi deux prérequis indissociables pour qu'un monobloc fonctionne de manière mécaniquement homogène :

- les éléments (substrat et matériaux de remplacement) qui constituent le monobloc doivent avoir la capacité d'adhérer l'un à l'autre efficacement [96],
- les éléments qui constituent le monobloc doivent avoir des modules d'élasticité similaires [96].

Les matériaux et ciments d'obturation canalaire idéaux doivent donc présenter des caractéristiques mécaniques similaires à la dentine radiculaire, notamment un module d'élasticité d'une valeur moyenne de 16000 MPa, et variant entre 14000 et 18600 MPa selon la position de la dentine testée [50]. Ces matériaux et ciments d'obturation doivent aussi adhérer entre eux, ainsi qu'à la dentine (ciment et dentine). Cela permet de mieux répartir les contraintes au niveau radiculaire, diminuant ainsi le risque de fracture [96].

Le nombre d'interfaces adhésives augmente les contraintes lorsque des forces s'appliquent sur la dent. Ainsi, un monobloc primaire ou secondaire sera préférable, limitant ainsi le nombre d'interfaces [5].

### **3.3 Matériaux d'obturation**

L'obturation canalaire consiste à remplir et sceller le système canalaire, préalablement mis en forme et assaini. Le matériau d'obturation a donc pour rôle d'occuper la plus grande partie possible du système canalaire mis en forme et nettoyé [83]. Ce matériau permet aussi d'agir comme un piston qui force le ciment d'obturation à combler les particularités anatomiques canalaire et les lacunes [68].

Différents matériaux ont été proposés par le passé, notamment les cônes d'argent, introduits après la gutta-percha. Leur corrosion (provoquant toxicité et colorations), la difficulté du retraitement et l'impossibilité de scellement tridimensionnel ont entraîné l'arrêt des indications de ce matériau [89].

#### **3.3.1 Gutta-percha**

Le matériau d'obturation de référence actuel est la gutta-percha (GP). Elle a été introduite par Bowman en 1867 [89].

##### **3.3.1.1 Composition**

Les spécialités utilisées en endodontie contiennent toutes de la gutta-percha (environ 20 à 25%), qui est l'isomère trans de polyisoprène, un caoutchouc naturel. Elles contiennent par ailleurs de l'oxyde de zinc (environ 65%), du sulfate de baryum (environ 10 %), de la colophane, de la cire, et des colorants (environ 4%) [9,31]. Des adjuvants peuvent parfois compléter la formulation, comme de l'hydroxyde de calcium ou de la chlorhexidine [68].

Ces spécialités se trouvent sous deux structures cristallines, selon le traitement thermique :  $\alpha$  pour les bâtonnets, les réservoirs et sur les tuteurs en plastique, et  $\beta$  pour les cônes [9]. Ces différentes présentations de la GP en facilitent l'usage, selon la technique d'obturation choisie [89].

Les cônes de gutta-percha peuvent être standardisés selon les normes ISO, concernant leur conicité et le diamètre à l'extrémité du cône [89].

### 3.3.1.2 Propriétés

Ce matériau est déformable à chaud, et dans une moindre mesure à froid, et permet donc, après insertion, de réaliser une obturation tridimensionnelle du système canalaire. La plasticité relative des cônes à froid permet une insertion aisée [31].

Les cônes, en forme  $\beta$  à température ambiante, passent en phase  $\alpha$  quand ils sont chauffés, et se fluidifient. De même, les spécialités sous forme  $\alpha$  peuvent être fluidifiées, à des températures inférieures (64°Celsius) à celles nécessaires pour la forme  $\beta$  [68,89]. La GP peut alors s'adapter à l'anatomie canalaire mais subit une expansion de volume, devant être compensée par une compaction en direction apicale lors du refroidissement, afin de maintenir une bonne adaptation aux parois canales [83,84].

Les adjuvants, notamment l'oxyde de zinc, permettent d'avoir un matériau d'obturation manipulable facilement, et impropre à la colonisation bactérienne. La GP est radio-opaque, grâce au sulfate de baryum [89].

La GP est isolante, non résorbable et biocompatible [89]. Elle présente en effet un faible niveau de cytotoxicité, d'allergénicité et d'irritation des tissus. [57,68].

La GP provoque peu de dyschromie coronaire ou radiculaire [12].

Une oxydation peut se produire lorsque la GP est exposée à la lumière et à l'air [31].

Elle est désobturable facilement, aidée par sa solubilité dans les solvants tels que le chloroforme, les essences d'agrumes ou d'eucalyptol [89]. Cette solubilité permet aussi de façonner des cônes selon des anatomies canales particulières, dans le cadre de la technique du cône moulé [9].

La GP peut être désinfectée par immersion courte (1 minute) dans l'hypochlorite de sodium de concentration comprise entre 2,5 et 5,25% [89].

L'inconvénient de la GP est son absence d'adhésion, à froid comme à chaud, avec la dentine, nécessitant un ciment afin de d'obturer le joint entre la GP et les parois canales. De plus, la GP étant peu fluide, elle ne peut pas obturer toutes les ramifications canales [89]. L'usage d'un ciment d'obturation permet de limiter la pénétration salivaire et donc bactérienne [47].

La GP présente un module d'élasticité d'environ 77 MPa, soit 200 fois inférieur à la dentine [112].

Certaines évolutions ont été proposées afin d'améliorer la gutta-percha, comme l'ActivGP™, le système EndoRez®, ou les BC Points™. D'autres matériaux synthétiques ont été proposés, comme le Resilon® ou les CPoint™.

### **3.3.2 Gutta-percha modifiée**

#### **3.3.2.1 EndoREZ®**

Les cônes de gutta-percha du système EndoREZ®, développé par Ultradent, sont des cônes de GP conventionnelle dont la surface est enduite de résine méthacrylate. L'objectif de ce système est d'obtenir une adhésion entre le maître-cône, le ciment d'obturation du système EndoREZ®, qui est une résine méthacrylate hydrophile, et les parois canalaires [106].

L'enduction des cônes se fait par deux réactions chimiques liant un groupe méthacrylate à la surface hydrophobe de la GP. Cette couche de résine méthacrylate est pré-polymérisée, afin de permettre une adhésion au ciment à base de résine méthacrylate EndoREZ®. Cependant, l'enduction est inconstante et peut s'avérer trop fine ou se détacher du cône, pouvant mener à des pertes d'étanchéité [95,96].

#### **3.3.2.2 ActivGP™**

Les cônes de gutta-percha du système ActivGP™, développé par Brasseler, sont des cônes de GP conventionnelle contenant des particules de verre ionomère, et dont la surface est enduite de ces particules. L'objectif de ce système est d'obtenir une adhésion entre le maître-cône, le ciment d'obturation du système ActivGP™, qui est un ciment à base de verres ionomères, et les parois canalaires [27,96].

L'étude de ces cônes a révélé un manque d'homogénéité de l'enduction en particules de verre ionomère, pouvant produire des pertes d'adhésion entre le ciment et le cône [66].

### 3.3.2.3 BC Points™

La gutta-percha des BC Points™ est imprégnée et enduite de particules de biocéramique. Ce système permet une adhésion avec les ciments à base de silicate de calcium. Cette spécialité est disponible en cônes et en bâtonnets, chez Brasseler et FKG [28]. La gutta-percha contenant des biocéramiques semble moins cytotoxique que la gutta-percha conventionnelle [61].



Figure 2 : Présentation des BC Points™ de Brasseler

### 3.3.3 Polymères synthétiques

#### 3.3.3.1 Resilon®

Le Resilon® a été conçu comme une alternative à la gutta-percha, apparu en 2004 et aujourd'hui retiré du marché.

C'est un polymère synthétique de polycaprolactone, aux propriétés thermoplastiques, contenant des verres bioactifs, de l'oxychlorure de bismuth et du sulfate de baryum, avec des groupes diméthacrylates incorporés, afin d'assurer une adhésion avec le ciment d'obturation correspondant. Ce matériau était associé à un adhésif canalaire, l'Epiphany®, combinant un adhésif auto-mordant et une résine méthacrylate [85,96,100,112].

Cet ensemble cohésif et adhérent à la dentine était vendu comme étant une obturation canalaire monobloc, avec une très bonne étanchéité. Certaines études montraient un renforcement à la fracture manifeste de la racine obturée par Resilon® [85,100]. Ce potentiel de renforcement radiculaire a été mis en doute en comparant les valeurs retrouvées avec la GP et des ciments d'obturation classiques [112].

Les premières études ont montré une meilleure étanchéité du scellement par Resilon® [85]. Cependant, une étude systématique comparant le scellement par GP (et ciment à base de résine époxy) et celui par Resilon® (et Epiphany®) a conclu que le scellement par Resilon® est plus étanche au départ, et diminue ensuite, confirmant que le scellement par GP est le plus stable dans le temps [69].

Il a été démontré une susceptibilité importante du polycaprolactone à la dégradation par hydrolyse alcaline et enzymatique, entraînant une perte d'étanchéité [94,98]. Ce matériau a donc été retiré du marché.

### 3.3.3.2 CPoint™

Le CPoint™ est un matériau d'obturation apparu récemment. Les cônes de CPoint™ sont constitués d'un élément central solide de fibres de nylon polymérisées, chimiquement relié à un polymère périphérique, hydrophile et semi-solide [24].

Ce matériau a été conçu pour s'expandre dans le canal après insertion, de manière non-uniforme, pour se conformer à l'anatomie canalaire. Cette expansion se fait par hydratation du polymère hydrophile externe, grâce à l'humidité présente dans le canal et dans les tubuli dentinaires. Cette expansion, in vitro, est de 14 % de son volume initial, en 20 minutes, ce qui excède les 0,1 % communément tolérés. Le risque de fracture radiculaire est donc présent, par excès de force liée à l'expansion du matériau. Un ciment d'obturation est néanmoins nécessaire car il peut rester des espaces non obturés par CPoint™ seul [24,46].

L'objectif théorique de cette expansion est de forcer l'entrée de l'un des ciments associés (à base de résine contenant du silicate de calcium, Smartpaste Bio™) dans les irrégularités canalaires et dans les tubuli dentinaires. Si certaines études ont montré une meilleure étanchéité avec le CPoint™ [42,63], aucune amélioration significative de la pénétration du ciment dans les tubuli dentinaires n'a été mesurée avec les cônes CPoint™ [13,42,46].

La cytotoxicité de CPoint™ est supérieure à celle de la gutta-percha conventionnelle [61]. Ce matériau est radio-opaque [49].

Le retraitement de CPoint™ semble être aussi efficace que celui de la gutta-percha, mais peut être incomplet [108].

Ce matériau étant relativement récent, peu d'études sont disponibles à son sujet.

### 3.3.4 Réponse aux cahiers des charges

Actuellement, aucun matériau disponible ne répond parfaitement à tous les critères évoqués par Grossman. Cependant, la gutta-percha est le matériau de référence, car elle s'approche le plus de tous ces critères et présente le meilleur recul scientifique [9]. Elle ne peut cependant pas être utilisée sans ciment d'obturation, car elle n'adhère pas à la dentine, et n'empêche donc pas la pénétration salivaire et bactérienne [47].

Concernant l'obturation monobloc, comme aucun de ces matériaux d'obturation n'adhère à la dentine, ils ne peuvent correspondre seuls aux critères de réalisation d'une obturation monobloc [96]. De plus, aucun matériau d'obturation ne présente un module d'élasticité similaire à la dentine radiculaire [112]. Les propriétés nécessaires à la réalisation d'une obturation monobloc sont résumées dans le Tableau 2 (le module d'élasticité du CPoint™ n'est pas connu).

Tableau 2 : Propriétés des matériaux d'obturation appliquées aux obturations monoblocs (tableau personnel)

Matériaux	Propriétés d'un matériau pour réaliser une obturation monobloc	
	Adhésion à la dentine	Module d'élasticité (MPa)
Gutta-percha	Non	77
Gutta-percha modifiée	Non	77
Resilon®	Non	108
Cpoint™	Non	-

### 3.4 Ciments d'obturation

Les matériaux d'obturation décrits précédemment ne présentent pas d'adhésion à la dentine canalair, et donc sont associés à différents ciments d'obturation, afin d'assurer le joint entre les parois canalaires et le matériau d'obturation [47]. Les ciments ont aussi pour fonction d'obturer les irrégularités du système canalair, que le matériau d'obturation n'aura pas pu combler, ainsi que d'assurer le joint entre les différents cônes de GP (maître-cône et cônes accessoires) [9]. Si le ciment n'assure pas ces fonctions, un échec du traitement endodontique peut se produire, par percolation de fluides ou de bactéries [51].

Le ciment joue aussi le rôle de lubrifiant, afin de faciliter la mise en place du matériau d'obturation [9].

La fonction bactéricide des ciments est importante pour éliminer les bactéries présentes à l'apex, alors que l'aspect bactériostatique des ciments est intéressant pour confiner les bactéries qui n'auraient pas été éliminées lors de la phase de mise en forme et de nettoyage des canaux [51].

Les ciments d'obturation peuvent être constitués principalement d'oxyde de zinc et d'eugénol, d'hydroxyde de calcium, de silicone, de verres ionomères, de résine époxy ou méthacrylate, et plus récemment de silicates de calcium (biocéramiques) [9].

Les ciments à base de résine se répartissent selon deux catégories : les ciments à base de résine époxy et les ciments à base de résine méthacrylate. Ils sont destinés à un usage de ciment d'obturation en association à un matériau d'obturation [9]. Ces deux catégories sont à séparer des résines bakélites, qui sont désormais contre-indiquées car elles contiennent du formaldéhyde, un cancérigène certain selon l'Organisation mondiale de la Santé (OMS) [89].

Aucun ciment d'obturation ne répond parfaitement à tous les critères de Grossman, ni présente de supériorité par rapport aux autres, selon les données acquises de la science. Tous les ciments présentent une toxicité initiale [9].

### 3.4.1 Ciments à base d'oxyde de zinc et d'eugénol (ZOE)

Le plus ancien est le Pulp Canal Sealer® de Kerr. Cette catégorie regroupe notamment le Sealite Regular® de Pierre Roland ainsi que l'Endomethasone® de Septodont [51,89].

#### 3.4.1.1 Composition

Les ciments et pâtes à base d'oxyde de zinc et d'eugénol sont très largement utilisés, et font partie des ciments les plus anciens. Ils ont été utilisés soit seuls, en remplissage canalaire, soit associés à des cônes de résine, d'argent ou de gutta-percha [89].

L'utilisation des ciments est actuellement recommandée en association avec des cônes de GP condensés, à chaud ou à froid, pour le ratio le plus faible de ciment/GP [89].

Ils sont composés, selon la formule de Rickert, d'un liquide, composé à 80% d'eugénol et de baume du Canada, et d'une poudre constituée de [89] :

- 40 à 45 % d'oxyde de zinc (masse),
- 25 à 30% d'argent (radio-opacité),
- 16% de résine colophane (stabilité dimensionnelle/adhésion),
- 12% de di-iodothymol (légèrement antiseptique, consistance et fluidité).

La formule de Grossman varie en retirant les grains d'argent, responsable de la coloration de la dentine. La composition est alors [89] :

- 42% d'oxyde de zinc (masse),
- 27% de résine colophane (stabilité dimensionnelle/adhésion),
- 15% de carbonate de bismuth (temps de prise),
- 13% de sulfate de baryum (radio-opacité),
- 1% de borate de sodium (temps de prise).

Les formulations changent selon les fabricants, notamment la taille des grains, l'ajout d'anti-inflammatoires (permettant de limiter les douleurs post-opératoires) ou d'antiseptiques (pour compenser les défauts d'asepsie) [89]. D'autres adjuvants peuvent être présents. Des formulations sans eugénol sont aussi disponibles, remplaçant l'eugénol par des acides gras (Nogenol® de GC) [51].

### 3.4.1.2 Propriétés physiques et biologiques

Leur réaction de prise est une chélation. L'oxyde de zinc est d'abord hydrolysé pour former un hydroxyde de zinc, qui va ensuite fixer deux molécules d'eugénol et se solidifier [51].

Les ciments et pâtes à base d'oxyde de zinc et d'eugénol offrent un temps de prise complet long (24h à 37°C), accéléré par la chaleur. Des adjuvants sont parfois ajoutés afin de prolonger le temps de travail. Leur mélange est facilité par une granulométrie faible de la poudre, ou par leur présentation en forme de mélange pâte-pâte [89].

Ces ciments présentent une contraction de prise. Leur solubilité permet une activité antibactérienne intéressante, par libération d'eugénol et d'ions zinc, mais est néfaste sur le plan de l'étanchéité à long terme [25,51,89]. Il est ainsi nécessaire de minimiser l'épaisseur du ciment, afin de prévenir tout risque d'infiltration après contraction ou solubilisation [52].

L'étanchéité du scellement par ce type de ciment est efficace et comparable aux autres ciments [51,73].

Les ciments ZOE sont résorbables s'ils sont placés au niveau du péri-apex et permettent une bonne cicatrisation péri-apicale [9].

Le ciment doit avoir une consistance épaisse en optimisant le ratio eugénol/poudre, car l'eugénol libre est cytotoxique, irritant et allergène à concentration élevée [37,51,72], mais il a des propriétés antiseptique et analgésique à concentration plus faible [89].

Ces ciments sont facilement désobturables, car ils sont solubles notamment à l'eucalyptol et aux essences d'agrumes [81,89].

Leur radio-opacité est bonne, notamment grâce au sulfate de baryum [89].

Ce type de ciment ne produit qu'une faible coloration de la dent [11].

Les ciments à base d'oxyde de zinc-eugénol ne présentent pas (ou très peu) d'adhésion aux parois canalaires. Cependant, ils présentent une adhésion correcte à la gutta-percha, car l'eugénol présent parfois en excès dans le ciment peut réagir avec l'oxyde de zinc présent dans la GP [56].

### 3.4.2 Ciments à base d'hydroxyde de calcium

Cette catégorie regroupe notamment Sealapex® de Kerr, Apexit® et Apexit Plus® de Ivoclar Vivadent [9].

#### 3.4.2.1 Composition

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium sont le plus souvent disponibles sous forme pâte-pâte ou en seringue, permettant de faciliter leur utilisation. Ils ont été développés pour exploiter les propriétés thérapeutiques de l'hydroxyde de calcium [23].

Ces ciments se composent d'une base et d'un catalyseur [89] :

- la base contient de l'oxyde de calcium et/ou de l'hydroxyde de calcium, ainsi que de l'oxyde de zinc et des adjuvants (notamment de la résine et du dioxyde de silicone, des fluidifiants),
- le catalyseur contient une résine (salicylate) obtenue à partir de l'acide salicylique (polyméthylène méthyl salicylate) et des adjuvants (dioxyde de silicone, trioxyde de bismuth, un radio-opacifiant).

Leur réaction de prise aboutit à un hydroxyde de calcium pris dans une matrice résineuse.

#### 3.4.2.2 Propriétés physiques et biologiques

Ces ciments répondent aux normes concernant la fluidité, le temps de prise, la radio-opacité, la stabilité dimensionnelle [23]. Ils peuvent provoquer une faible dyschromie de la dentine [11,23].

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium libèrent des ions calcium  $Ca^{2+}$  et des ions hydroxyde  $OH^-$ , ayant pour effet d'alcaliniser le pH des tissus péri-apicaux, de favoriser la cicatrisation péri-apicale par formation d'un néo-cément et d'exercer une action antiseptique. Cependant, ces effets n'ont pas été démontrés, et sont variables selon les études [23,89]. Ces effets sont par ailleurs possibles grâce à la solubilité du ciment, qui libère les ions, interrogeant sur une diminution du scellement à long terme [9].

L'étanchéité de ces ciments est comparable à celle des autres ciments [23,51]. La solubilité de ces ciments respecte les normes ISO [51]. Des études contradictoires ont cependant montré que la solubilité de ces ciments pouvait être importante, provoquant une diminution de l'étanchéité [23].

L'activité antibactérienne des ciments à base d'hydroxyde de calcium est très bonne lors des études en laboratoire. Cependant, l'alcalinisation du pH des tissus péri-apicaux et dans les tubuli dentinaires pourrait être faible, à cause du pouvoir tampon de la dentine, les phosphates de l'hydroxyapatite limitant la diffusion des ions  $H^+$  et  $OH^-$  [23,89].

La biocompatibilité et la cytotoxicité de ces ciments sont comparables aux autres ciments [23,36,51].

Le temps de prise permet un temps de travail confortable (40 minutes à 1h pour Sealapex<sup>®</sup>, 3h pour Apexit<sup>®</sup>) [23,51]. La radio-opacité des ces ciments correspond aux normes ISO [93].

Leur retraitement est facilité par leur solubilité importante dans les solvants de désobturation classique (notamment dans l'eucalyptol) [81].

Le taux de succès de ces ciments n'excède pas celui des ciments à base d'oxyde de zinc-eugénol [89].

L'adhésion de ces ciments à la dentine et à la gutta-percha est faible [23,56].

### **3.4.3 Ciments à base de silicone**

Cette catégorie regroupe notamment RoekoSeal<sup>®</sup> et ses améliorations GuttaFlow<sup>®</sup> et GuttaFlow<sup>®</sup>Bioseal de Coltene/Whaledent [9].

#### **3.4.3.1 Composition**

Ces ciments sont principalement constitués de polydiméthylsiloxane, avec des adjuvants comme de l'oxyde de zirconium. Les évolutions de ces ciments ont été l'ajout de gutta-percha en poudre pour le GuttaFlow<sup>®</sup>, ainsi que des particules de bioverre pour GuttaFlow<sup>®</sup>Bioseal [51,80]. Ils sont présentés sous forme de seringue avec embout auto-mélangeur.

#### **3.4.3.2 Propriétés physiques et biologiques**

Les ciments à base de silicone sont très peu solubles [25,32]. Ils présentent une expansion de prise, de l'ordre de 0,1% à 0,8 %, ce qui peut être bénéfique pour une obturation tridimensionnelle, mais excède les normes (moins de 0,1% d'expansion pour la norme ISO 6876 2012) [39,51].

Ils présentent une étanchéité égale à celle des ciments à base d'oxyde de zinc-eugénol ou à base de résine, lors de leur usage en condensation de gutta-percha [51].

Leur temps de prise est rapide, variant selon les études, de 17 minutes à 1h [32,51].

Ces ciments permettent d'établir une étanchéité très importante, grâce à leur faible tension de surface, qui leur permet d'être très fluides et de former un film fin, pouvant sceller les particularités anatomiques complexes. Cependant, ce scellement n'est que mécanique, car l'adhésion entre le ciment à base de silicone et la dentine est très faible. Une adhésion est cependant possible avec la gutta-percha et le ciment GuttaFlow<sup>®</sup>, dont l'utilisation promue par le fabricant est la technique monocône [51,80].

Leur activité antibactérienne semble être très faible voire nulle [51].

La cytotoxicité de ces ciments est très faible, avec une très bonne biocompatibilité après implantation chez l'animal [62,80,117].

La radio-opacité de ces ciments correspond aux normes ISO [32].

Leur retraitement peut s'avérer compliqué car leur solubilité dans les solvants classiques est quasiment nulle [81,111].

La cicatrisation apicale semble être comparable aux ciments oxyde de zinc-eugénol [43]. Le ciment GuttaFlow<sup>®</sup> Bioseal pourrait permettre une différenciation cellulaire à l'origine d'une néo-formation de ciment [32,79,80].

Comme tous les ciments endodontiques, une faible coloration dentinaire peut être mesurée [104].

Le recul clinique est cependant faible concernant ces ciments, et les études manquent pour évaluer leur efficacité [51].

#### **3.4.4 Ciments à base de verres ionomères (VI)**

Cette catégorie correspond notamment au Ketac-Endo<sup>®</sup> de 3M ESPE [9].

##### **3.4.4.1 Composition**

Les ciments à base de verres ionomères sont composés :

- d'une poudre contenant un fluoro-alumino-silicate de calcium et un radio-opacifiant,
- d'un liquide qui est une solution aqueuse d'acide polyacrylique [51,64,89].

### 3.4.4.2 Propriétés physiques et biologiques

Les ciments à base de verres ionomères ont été préconisés pour leur adhésion spontanée à la dentine, afin d'assurer une étanchéité apicale excellente en théorie. Cette adhésion est obtenue sans application d'adhésif, par liaison ionique [3,27].

L'inconvénient majeur de ces ciments est leur sensibilité à l'humidité lors de la prise, avec une dégradation et une solubilité importante dans les fluides tissulaires, avec pour conséquence une perte d'étanchéité [18,20,25]. Par ailleurs, si l'étanchéité du scellement réalisée par ces ciments est similaire aux autres produits [51], des défauts d'adhésion importants sont possibles à l'interface dentine-ciment [20].

Ces ciments présentent une contraction de prise faible [18].

Ils présentent une libération de fluor, leur conférant un effet bactéricide immédiat, qui diminue avec le temps [51].

Le temps de prise de ces ciments est de 2h30 [20]. Leur radio-opacité correspond aux normes ISO [27]. Comme pour tous les ciments endodontiques, une coloration légère de la dentine peut se produire [104].

Ces ciments ont une bonne biocompatibilité, mise en évidence après implantation chez l'animal. Ils présentent une forte toxicité initiale, lors du mélange, qui diminue et disparaît avec la prise complète du ciment [51,64].

La résistance mécanique de ces ciments est bonne, même en faible quantité [51], mais leur désobturation est particulièrement difficile, car ils sont très peu solubles dans les solvants de retraitement classiques (chloroforme et eucalyptol) [81,111].

L'avantage de leur adhésion à la dentine est contrarié par une absence d'adhésion à la gutta-percha, provoquant aussi une perte d'étanchéité [56]. C'est pourquoi le système ActivGP™ propose des cônes de GP, dont la surface est recouverte de particules de verre ionomère, associés à un ciment à base de verres ionomères, afin d'obtenir théoriquement un monobloc tertiaire [96]. Cependant, la polymérisation du ciment peut aussi détacher les particules de verre ionomère présent à la surface des cônes d'ActivGP™, et nuire à l'étanchéité de l'interface ciment gutta-percha [66].

L'hypothèse d'une amélioration de la résistance mécanique des dents obturées par ces ciments a été émise, avec des études contradictoires [27,96].

### **3.4.5 Ciments à base de résine époxy**

Ce sont principalement les ciments AH26<sup>®</sup>, AH Plus<sup>®</sup>, AH Plus Jet<sup>®</sup> de Denstply et MM-Seal<sup>™</sup> de Micro-Mega [51].

#### **3.4.5.1 Composition**

Les ciments à base de résine époxy sont présentés sous forme de mélange de deux pâtes, parfois en seringue auto-mélangante [51] :

- une pâte époxyde contenant des monomères de résine époxy de bisphénol A et des adjuvants comme des agents radio-opacifiants,
- une pâte amine, contenant différentes amines ainsi que des adjuvants.

Leur réaction de prise forme un polymère d'époxy-amine [51].

Les anciennes formes de ciments à base de résine époxy comme le AH26<sup>®</sup> ne sont plus commercialisées car elles présentaient un relargage de formaldéhyde.

#### **3.4.5.2 Propriétés physiques et biologiques**

Les ciments à base de résine époxy disposent de bonnes propriétés d'adhésion et d'étanchéité [56,89]. Leur scellement est parmi les plus efficaces sur le marché (meilleur que les ciments ZOE et équivalent aux ciments à base de silicone), et le ciment AH Plus<sup>®</sup> sert de référence dans de nombreuses études sur la capacité de scellement des ciments d'obturation canalair. Cependant, cette étanchéité peut être compromise par la rétraction de prise liée à la polymérisation [51,52].

Ces ciments présentent une bonne adhésion à la dentine et la gutta-percha [56,65,73].

Ils ont une excellente résistance à la résorption [89], et sont peu solubles dans l'eau [25,87].

Ces ciments présentent une bonne biocompatibilité et faible cytotoxicité, malgré une toxicité importante avant la prise, diminuant rapidement avec la prise. La présence de bisphénol A ne semble pas présenter de risque dans ces ciments une fois la prise complète effectuée [51,62,72].

Ces ciments d'obturation ont une activité antibactérienne comparable aux autres ciments, jusqu'en profondeur dans les canalicules dentinaires [51,89].

Le temps de prise de ces ciments est long, 8h pour l'AH Plus<sup>®</sup> [51].

Concernant le retraitement, ces ciments sont très solubles dans le chloroforme et l'halothane (deux solvants très efficaces mais dont la toxicité a été prouvée) et très insolubles dans l'eucalyptol, qui est l'alternative moins toxique [81,111]. La résistance mécanique de ces ciments complique leur élimination, et ils ne doivent donc être utilisés qu'en association avec de la gutta-percha, mais pas en tant que pâte d'obturation [89].

La radio-opacité, la viscosité et la fluidité des ciments à base de résine époxy respecte les normes ISO et ADA [90,93]. Ces ciments présentent une faible coloration de la dentine [11,104].

### **3.4.6 Ciments à base de résine méthacrylate**

Ces ciments ont été développés pour exploiter l'adhésion dentinaire au niveau de l'obturation canalair. C'est ce type de ciment qui a été proposé initialement pour réaliser des obturations monoblocs. Quatre générations de ciments à base de résine méthacrylate ont été mises sur le marché [49].

#### **3.4.6.1 Composition et classification chronologique**

- Hydron

La première génération de ciment à base de résine méthacrylate est le Hydron, un polymère de bis-hydroxyethyl méthacrylate (bis-HEMA). [49]. Il était conçu pour obturer, seul, tout le système canalair. Après injection dans le système canalair humide, il formait un hydrogel grâce à son importante hydrophilie. En exploitant les propriétés de l'adhésion dentinaire, il a été le premier matériau à proposer une obturation monobloc [9,51,96]. Il était cependant très perméable, dégradable et difficile à retraiter, avec un temps de travail court, une faible radio-opacité, une faible biocompatibilité, et surtout une très faible étanchéité, et il est donc devenu rapidement obsolète [49,55,113].

- EndoREZ®

La deuxième génération de ciment à base de résine méthacrylate est le système EndoREZ® de Ultradent, conçu pour adhérer à la dentine et se placer dans tous les canaux accessoires et les tubuli dentinaires. Ce ciment est hydrophile, à polymérisation dual (chémo- et photo-polymérisable) et radio-opaque, mais n'est pas auto-mordant [49].

EndoREZ<sup>®</sup> se présente en seringue contenant deux pâtes : une base contenant de l'urethane diméthacrylate (UDMA) et un catalyseur contenant du triéthylenglycol diméthacrylate [51]. Ce ciment est accompagné de cônes de gutta-percha spécifiques, enduits de résine, mais peut s'utiliser avec de la gutta-percha conventionnelle [49].



*Figure 3: Présentation du ciment EndoREZ<sup>®</sup> de Ultradent avec ses cônes de gutta-percha associés et les seringues et embouts pour injection intracanaulaire*

Le catalyseur rend la résine hydrophile, permettant une pénétration dans les canaux accessoires et dans les tubuli dentinaires humides pour former des brides (*tags*), responsables de l'adhésion du ciment à la dentine, sans mordantage (ni auto-mordantage) ou application de primaire préalable [49].

- Ciments avec primaire auto-mordantant

La troisième génération des ciments à base de résine méthacrylate a été promue par le système Resilon<sup>®</sup> (développé par Resilon Research) et de son ciment, l'Epiphany<sup>®</sup> (développé par Pentron Clinical Technologies), qui se distingue par la propriété auto-mordante du primaire associé au ciment [96]. D'autres systèmes, sous les noms de RealSeal<sup>®</sup> (SybronEndo) ou Resinate<sup>®</sup> (Obtura Spartan), ont été développés avec les mêmes propriétés [49].

L'Epiphany<sup>®</sup> se compose donc d'un primaire contenant des monomères acides (auto-mordant) et d'un ciment à base de résine méthacrylate à polymérisation dual. Le ciment est présenté dans une seringue contenant deux pâtes. Ce ciment est composé de différents groupements méthacrylates (notamment UDMA et bisphénol A) et de nombreux adjuvants comme des radio-opacifiants, de l'hydroxyde de calcium et des photo-initiateurs [51].

Le primaire acide pénètre dans la boue dentinaire, produite par les instruments endodontiques, et déminéralise la surface dentinaire. Un séchage permet l'évaporation des solvants, et le ciment résineux est appliqué. Une couche hybride est alors formée [9,49].

La difficulté du protocole entraîne une variabilité le résultat du scellement selon l'opérateur. Le fait de conserver la boue dentinaire au niveau du tiers apical peut aussi s'avérer problématique si le primaire est mal appliqué [49].

L'avantage présenté pour promouvoir ce système est l'adhésion du ciment à la dentine, mais aussi au Resilon<sup>®</sup>, un matériau thermoplastique synthétique, permettant ainsi de créer, théoriquement, une obturation monobloc secondaire [96].

Ce système s'est avéré prometteur lors des premières études, notamment en améliorant l'étanchéité [85,99] et en augmentant de la résistance à la fracture des dents traitées [100], mais des défauts majeurs d'étanchéité ont été remarqués ensuite.

Ces défauts peuvent être provoqué par la contraction de polymérisation, pouvant causer un détachement des brides adhésives au niveau de la dentine [8]. Concernant l'adhésion du ciment Epiphany<sup>®</sup> au Resilon<sup>®</sup>, elle a été remise en cause après des études montrant sa faiblesse (10 fois inférieur à l'adhésion ciment-dentine) [96]. La solubilité importante du ciment Epiphany<sup>®</sup> a par ailleurs été remarqué, ne respectant pas les normes ISO [51].

Ces ciments de troisième génération ont donc été retirés du marché, tout comme le Resilon<sup>®</sup>.

- Ciments auto-adhésifs

La quatrième génération des ciments à base de résine méthacrylate se distingue par le fait de réunir, dans un seul produit, le mordantage, le primaire et l'adhésif. Ainsi, une seule étape est nécessaire, celle de l'application du ciment, après désinfection et rinçage à l'EDTA (éthylènediaminetétraacétique) [6]. Cela permet de diminuer le temps d'application et les erreurs de protocole.



Figure 4 : Présentation du ciment MetaSEAL<sup>™</sup> de Parkell

Les dénominations commerciales sont MetaSEAL™ (Parkell), RealSeal SE® (SybronEndo) et Hybrid Bond SEAL® (SunMedical), qui se présentent sous forme d'une poudre, contenant du carbonate de bismuth et des charges organiques, et d'un liquide, contenant du 4-META/HEMA (4-méthacryloxyethyl trimellitate anhydre/2-hydroxyethyl méthacrylate) et des photo-initiateurs [51]. Les monomères d'acide et de résine, contenus précédemment dans le primaire, sont donc incorporés dans le ciment afin qu'il puisse agir comme primaire, mordançant et adhésif [6,49].

D'autres formulations existent, comme le SuperBond RC Sealer® (Sun Medical) qui se compose de 4-META/MMA-TBB (Méthyl méthacrylate-Tributyl borane oxide) [51].

Ces ciments hydrophiles créent une couche hybride à la fois avec la surface dentinaire mais aussi avec la gutta-percha et les matériaux d'obturation thermoplastiques du type Resilon® [49].

### **3.4.6.2 Propriétés physiques et biologiques**

#### **- Adhésion**

L'adhésion à la dentine par les ciments à base de résine méthacrylate se fait par la couche hybride et par les brides dentinaires. Cependant, cette adhésion théorique est compliquée à mettre en œuvre car l'accès et l'état de la dentine ne peuvent être contrôlés efficacement [49].

La boue dentinaire doit par ailleurs être éliminée (ou être d'une faible épaisseur) par irrigation à l'hypochlorite de sodium et EDTA, afin que la couche hybride et les brides dentinaires puissent être formées. Ainsi, si ce nettoyage est partiel, l'adhésion du ciment sera réduite, l'adhésif ne pouvant pénétrer les tubuli dentinaires ni former une couche hybride efficace [49].

La contraction de prise peut aussi provoquer des ruptures de l'adhésion initiale [8].

#### **- Étanchéité du scellement**

Une revue des études concernant le scellement par ciments à base de résine méthacrylate conclut qu'aucune supériorité ou infériorité de son étanchéité ne peut être démontrée [49]. Une autre revue met pourtant en avant une légère infériorité de cette étanchéité [51].

Le système EndoREZ® présente davantage de défauts d'étanchéité, qui peuvent être provoqués par des défauts d'enduction de résine sur la GP fournie avec le système [96].

- Résistance à la fracture

Les ciments à base de résine méthacrylate ne permettent pas, selon les faibles valeurs d'adhésion aux matériaux d'obturation, de créer un monobloc, ni de renforcer les racines dans leur résistance à la fracture [45]. De plus, les défauts de polymérisation, la contraction de prise, ainsi que les modules d'élasticité des matériaux d'obturation ne permettent pas un tel renforcement [49,78].

- Biocompatibilité

Concernant le ciment EndoREZ<sup>®</sup>, sa biocompatibilité semble bonne, mais sa cytotoxicité semble importante, les études étant contradictoires [49,51].

Concernant MetaSEAL<sup>®</sup> et les autres ciments auto-adhésifs, leur biocompatibilité est bonne, avec une forte cytotoxicité initiale et à moyen terme, puis faible à long terme [49]. Les ciments à base de MMA-TBB présentent de plus faibles valeurs de cytotoxicité [51].

- Désobturation

La désobturation de ces ciments semble compliquée par leur insolubilité dans les solvants classiques [95]. Cependant, une revue des études concernant le retraitement montre que leur désobturation n'est pas plus difficile que pour les autres ciments [49].

- Solubilité/dégradation

La solubilité de EndoREZ<sup>®</sup> est supérieure aux normes [25].

- Propriétés antibactériennes

EndoREZ<sup>®</sup> présente des propriétés antibactériennes efficaces à court, moyen et long termes [114].

- Manipulation

Le temps de prise de EndoREZ<sup>®</sup> est de 40 minutes [51].

### 3.4.7 Ciments à base de silicates de calcium (biocéramiques)

#### 3.4.7.1 Historique, composition et classification

- Première génération : le MTA

Les premiers ciments à base de silicates de calcium ont été développés à partir des ciments de Portland. Ces ciments, utilisés dans l'industrie de la construction, ont été importés dans le domaine dentaire à la fin des années 1990, avec le développement du *Mineral Trioxide Aggregate* (MTA).

Le MTA est un ciment de Portland très affiné, contenant un radio-opacifiant, l'oxyde de bismuth. De très nombreuses études ont permis de préciser la composition du MTA, qui contient principalement des silicates dicalciques ( $2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$  ou C2S) et tricalciques ( $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$  ou C3S), des aluminates tricalciques, des aluminoferrites tétracalciques, du gypse, et de l'oxyde de bismuth. Le MTA présente des traces de toxiques et d'aluminium, pouvant colorer la dent et avoir des effets toxiques au niveau systémique. Plusieurs modifications ont été apportées concernant la composition du MTA, afin d'améliorer ses propriétés, notamment en retirant l'aluminate ferrique pour le MTA White [14,15,71].

- Deuxième génération : les silicates de calcium synthétiques

Une deuxième génération a été développée, afin d'obtenir une pureté du matériau permettant d'éliminer les défauts du MTA et d'améliorer leur usage en dentisterie. Les principes actifs des ciments de Portland ont été développés de manière synthétique, en laboratoire et non par extraction des sols. L'appellation « biocéramique » s'est popularisée avec cette seconde génération, malgré la diversité des matériaux regroupés sous cette dénomination, dont la classification est résumée dans le Tableau 3 [26].

Les biocéramiques regroupent des matériaux bio-inertes, principalement utilisés en prothèse, comme la zircone ou l'alumine, ainsi que des matériaux bioactifs durables ou dégradables. Les biocéramiques dégradables sont remplacées ou incorporées dans des tissus, comme les phosphates de calcium ou les verres bioactifs. Les ciments de Portland et les silicates de calcium font partie, entre autres, des biocéramiques bioactives durables, qui persistent dans les tissus et qui peuvent avoir des interactions avec les tissus environnants [10,21,74].

Tableau 3 : Classification des biocéramiques [10,28]

Biocéramiques				
Bio-inertes : Zircons, alumina	Bio-actives			
	Dégradables : phosphates de calcium, certains verres bioactifs	Durables		
		Verres céramiques bioactifs, hydroxyapatite, vitrocéramiques	Silicates de calcium	
			1 <sup>ère</sup> génération : Ciments de Portland	2 <sup>e</sup> génération : Silicates de calcium synthétiques

La composition des silicates de calcium utilisés permet de proposer une classification, décrite dans le tableau 4, selon la présence d'additifs ou d'eau, qui peut être remplacée par de la résine. Tous les silicates de calcium utilisés en endodontie contiennent un radio-opacifiant [14].

Tableau 4 : Classification des silicates de calcium utilisés en odontologie [28]

Catégorie	Type de silicate de calcium	Additifs	Eau	Exemples
1	Ciments de Portland	X	✓	ProRoot® MTA
2	Ciments de Portland	✓	✓	MTA Angelus®
3	Ciments de Portland	✓	X	BioC Angelus®
4	Silicates de calcium synthétiques	✓	✓	Biodentine™, BioRoot™ RCS
5	Silicates de calcium synthétiques	✓	X	TotalFill® BC Sealer™

Les silicates de calcium ont d'abord été destinés au traitement des communications endo-parodontales iatrogènes ou non iatrogènes, aux thérapeutiques de maintien de la vitalité pulpaire (coiffage pulpaire et pulpotomie), à l'apexification de dents immatures et l'endodontie chirurgicale (obturation *a retro* par bouchon apical) [74,102,103]. Un nouveau domaine d'utilisation a ensuite été proposé avec l'arrivée des silicates de calcium synthétiques, celui des ciments d'obturation canalaire [71]. Le terme de ciments à base de silicate de calcium (CBSC) sera utilisé pour les désigner.

Le premier CBSC est l'iRoot®SP (de Innovative BioCeramix), mis sur le marché en 2007 et suivi par de nombreuses autres formulations. Ainsi, plusieurs CBSC sont aujourd'hui présents sur le marché, et sont disponibles soit sous forme de pâtes pré-mixées en seringue (notamment TotalFill® BC Sealer™), soit sous forme de poudre et de liquide à mélanger (notamment BioRoot™ RCS) [28,105]. La principale différence entre ces formes réside dans leur préparation, les CBSC pré-mixés ne nécessitant pas d'apport d'eau et pouvant être injectés directement dans le système canalaire [14]. La formulation en seringue facilite l'usage de ces ciments, et permet de réduire la quantité de ciment utilisé [21,28].

Les dénominations commerciales des CBSC disponibles sont présentées dans le tableau 5, de manière non exhaustive et selon leur catégorie dans la classification du tableau 4 [1,26,28,90].



Figure 5 : Présentation commerciale du BioRoot™ RCS



Figure 6 : Présentation commerciale du TotalFill® BC Sealer™

Tableau 5 : Dénominations commerciales et présentation des ciments à base de silicate de calcium disponibles sur le marché [1,26,28,51,90]

Catégorie	Nom commercial	Fabricant	Autres noms	Présentation
2	Endo CPM® Sealer	Egeo		Poudre + liquide à mélanger
	ProRoot® ES	Dentsply		Poudre + liquide à mélanger
	Tech BioSealer Endo®	Isasan		Poudre + liquide à mélanger
3	Bio-C® Sealer	Angelus		Pâte pré-mixée en seringue
	MTA-Fillapex®	Angelus		Pâte pré-mixée en seringue Pâtes à mélanger
	EndoSeal MTA®	Maruchi	SendoSeal MTA® par Bisico	Pâte pré-mixée en seringue
4	BioRoot™ RCS	Septodont		Poudre + liquide à mélanger
5	TotalFill® BC Sealer™	FKG	EndoSequence® BC Sealer™ par Brasseler iRoot® SP par Innovative BioCeramix	Pâte pré-mixée en seringue
	TotalFill® BC Sealer HiFlow™	FKG	EndoSequence® BC Sealer HiFlow™ par Brasseler	Pâte pré-mixée en seringue
	Well-Root™ ST	Vericom		Pâte pré-mixée en seringue
	CeraSeal®	Meta Biomed		Pâte pré-mixée en seringue
	MTA Bioseal®	Itena		Pâte pré-mixée en seringue
	Nano-Ceramic Sealer®	B&L Biotech		Pâte pré-mixée en seringue

Le MTA-Fillapex® est parfois classé, selon les auteurs, comme un ciment à base d'hydroxyde de calcium contenant des silicates de calcium [28,51,90]. Ce ciment présente le plus souvent des résultats différents et moins bons concernant ses propriétés, par rapport aux autres CBSC.

La composition des ciments varie donc selon leur catégorie. Les CBSC de catégorie 2 sont composés d'une poudre de MTA, avec des adjuvants leur permettant d'être radio-opaques et suffisamment fluides pour un usage endocanalaire. Le liquide associé est composé d'eau, de polymères hydrosolubles et d'adjuvants [1,51,90].

Les CBSC de catégorie 3 sont aussi composés de MTA ainsi que de résines (notamment salicylates pour le MTA-Fillapex®) et d'adjuvants, notamment pour la radio-opacité [26,51].

Le CBSC de catégorie 4 (BioRoot™ RCS) est composé d'une poudre de silicates tricalciques, d'oxyde de zirconium, et de povidone, et d'un liquide fait d'eau, d'un polymère hydrosoluble, de polycarboxylate et de chlorure de calcium [26,51,90].

Les CBSC de catégorie 5 contiennent des silicates de calcium di- et tricalciques, du phosphate de calcium, de l'oxyde de zirconium, de l'hydroxyde de calcium et des adjuvants [51].

### 3.4.7.2 Propriétés physiques et biologiques

#### - Réaction de prise

Les silicates de calcium sont tous constitués de particules hydrophiles, et leur réaction de prise est une réaction d'hydratation suivie d'une réaction de précipitation, pouvant expliquer l'utilisation du terme de ciments « hydrauliques » ou « hygroscopiques » par certains auteurs [14,34,90].

Les silicates dicalciques ( $2 \text{ CaO} \cdot \text{SiO}_2$  ou C2S) et tricalciques ( $3 \text{ CaO} \cdot \text{SiO}_2$  ou C3S) réagissent en présence d'eau ( $\text{H}_2\text{O}$ ) pour former un gel de silicate de calcium hydraté ( $\text{CaO} \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 3 \text{ H}_2\text{O}$  ou C-S-H) et de l'hydroxyde de calcium ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) par une réaction d'hydratation. Des ions silicium ( $\text{Si}^{4+}$ ) sont produits. Cette réaction d'hydratation est :



Une seconde réaction, de précipitation, entre l'hydroxyde de calcium et des phosphates de calcium ( $\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$ ), aboutit à la formation d'hydroxyapatite ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) ainsi que d'ions calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) et hydroxyde ( $\text{OH}^-$ ), et entraîne la libération d'eau, permettant de nouvelles réactions d'hydratation. Le phosphate de calcium peut être contenu dans le ciment (pour les CBSC de classe 5), mais peut aussi provenir des phosphates de calcium présents dans le milieu [13,97]. De même, l'eau nécessaire à la réaction d'hydratation peut être issue du milieu (pour les CBSC pré-mixés), ou être apportée par le CBSC (CBSC à mélanger) [26]. Cette réaction de précipitation est :



Ces réactions et leurs actions sont illustrées dans le schéma suivant (Fig.7) [34].

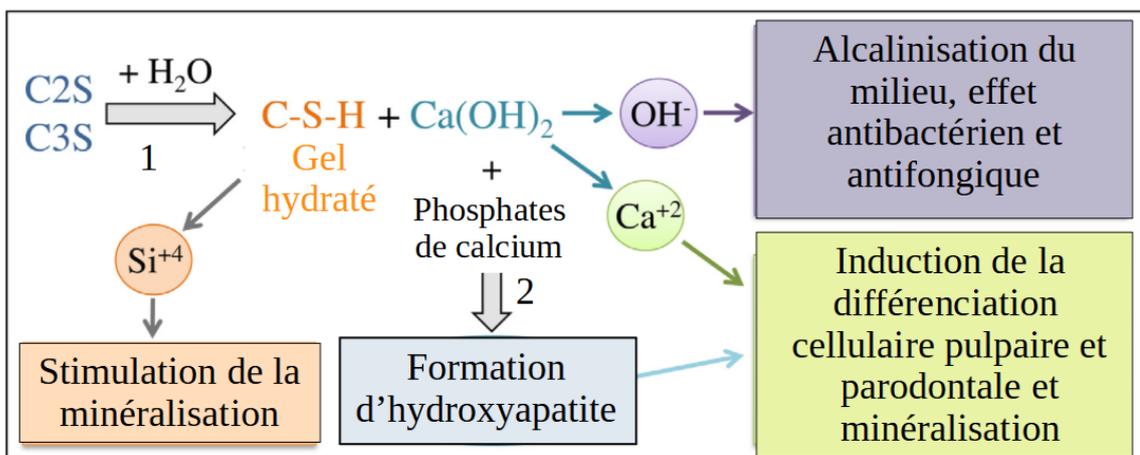


Figure 7 : Réaction de prise schématique des silicates de calcium. Les silicates dicalciques (C2S) et tricalciques (C3S) réagissent en présence d'eau ( $\text{H}_2\text{O}$ ) pour former un gel de silicate de calcium hydraté (C-S-H) et de l'hydroxyde de calcium ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) par une réaction d'hydratation (1). Des ions silicium ( $\text{Si}^{4+}$ ) sont produits. Une seconde réaction (2), de précipitation, entre l'hydroxyde de calcium et des phosphates de calcium présents dans le milieu aboutit à la formation d'hydroxyapatite ainsi que d'ions calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) et hydroxyde ( $\text{OH}^-$ ) [34].

#### - Bioactivité

Les silicates de calcium ont, grâce à leur réaction de prise, des propriétés de stimulation de la minéralisation [34], de formation d'hydroxyapatite [97], d'induction de la différenciation cellulaire et parodontale, et d'alcalinisation du milieu (pH 12) [70,71,90].

Cette bioactivité permet, théoriquement, de favoriser la cicatrisation apicale, mais aussi d'assurer un bon scellement canalaire, la minéralisation et la formation d'hydroxyapatite agissant comme une « réparation » si ce scellement se dégrade dans le temps [57].

- Fluidité et viscosité

La fluidité et la viscosité des CBSC répondent aux normes ISO [1,16,90].

- Stabilité dimensionnelle

Les CBSC sont des ciments présentant une bonne stabilité dimensionnelle, avec une expansion lors de la prise de l'ordre de 0,1 %, répondant aux normes ISO. Cette expansion est liée à la formation d'hydroxyapatite et à l'hydrophilie des silicates de calcium [15,21,28].

- Solubilité

Les CBSC présentent une solubilité plus importante que l'AH Plus®, qui est très peu soluble [87]. Cependant, les valeurs de solubilité restent dans les valeurs admises par les normes ISO. Cette solubilité peut être attribuée à la réaction de prise de ces ciments et diminue avec le temps [26,51,70,90].

- Étanchéité

Les CBSC montrent une capacité d'étanchéité importante, équivalente voire supérieure à celle réalisée par les autres ciments [51,70,90]. Cette étanchéité semble ne pas être influencée par la technique d'obturation (monocône ou compaction) ou le type de cône (gutta-percha conventionnelle, BC Points™, CPoint™) [26,90].

- Adhésion

L'adhésion des CBSC est assurée par différents mécanismes. Les réactions précédemment décrites permettent la création d'hydroxyapatite à la surface du ciment, permettant de créer des brides (*tags*) minérales entre le ciment et la dentine, semblables à celles retrouvées au niveau des interfaces adhésives [40,60,77,96,109]. Un processus de « mordançage alcalin » permet par ailleurs qu'une zone d'infiltration minérale se forme à l'interface entre la dentine et le ciment, encore avec une formation d'hydroxyapatite [1,3,13]. Ces structures de type « tag-like » et l'équivalent de couche hybride permettent de générer une adhésion [1].

La création d'hydroxyapatite ainsi que l'hydrophilie des CBSC permet une expansion légère (0,1%) [15] et peut ainsi compenser les espaces potentiellement laissés lors de la mise en place du ciment. Une augmentation des valeurs aux tests *push-out* (évaluant la friction ou la résistance à la poussée du ciment, mais n'évaluant pas directement l'adhérence aux parois canalaire) est alors produite [90,96].

Une revue systématique, réalisée afin de déterminer si les ciments à base de silicates de calcium présentent une meilleure résistance aux tests *push-out* en comparaison aux ciments à base de résine époxy, a conclu que les ciments à base de résines époxy présentaient la meilleure résistance, devant les ciments à base de silicates de calcium à mélanger, eux-mêmes devant les CBSC pré-mixés [86].

Une adhésion au matériau d'obturation peut se faire avec les cônes de gutta-percha modifiés par enduction de particules de biocéramique (BC Points™) ou de verres ionomères (Activ®GP). La povidone, contenue dans le BioRoot™ RCS, permettrait une adhésion à la GP classique, d'après le fabricant, mais aucune étude ne le confirme [90].

- Temps de prise

Le temps de prise complet des silicates de calcium est variable, mais permet un temps de travail confortable (4h pour BioRoot™ RCS, 3h pour EndoSequence®BC Sealer™) [26,51,90].

- Propriétés antibactériennes

La supériorité des propriétés antibactériennes des CBSC n'est pas établie, ces ciments étant souvent autant ou plus efficaces que les autres ciments (notamment AH Plus®), parfois moins [114]. Le relargage d'ions  $Ca^{2+}$  et  $OH^-$ , *via* la précipitation de l'hydroxyde de calcium, permet une activité antibactérienne et antifongique par alcalinisation du milieu ( $pH > 10$ ) [26,51,70,71]. Ce phénomène est moins important pour les CBSC par rapport aux silicates de calcium classiques, mais peut durer jusqu'à 3 semaines [90].

- Biocompatibilité/Cytotoxicité

Ces ciments présentent une biocompatibilité très bonne sur le long terme, avec une induction de la cicatrisation péri-apicale (induction de la différenciation cellulaire, de la minéralisation) [1,51]. Leurs génotoxicité et cytotoxicité sont inférieures à certains ciments [26,72,90,117].

- Désobturation

Il n'y a pas de solvant particulier aux CBSC, même si le chloroforme ou l'usage d'acide pourraient faciliter le retrait de ces ciments. L'usage d'instruments ultrasoniques est cependant la méthode la plus simple pour le retrait de ces ciments [51].

Le maître-cône de gutta-percha ajustée à la longueur de travail est donc le seul garant pour tenter de retrouver une perméabilité apicale en cas de retraitement, et permet de servir de guide lors de la création d'un logement pour un tenon [26,30,90].

- Radio-opacité

La radio-opacité des CBSC est inférieure à celle des autres ciments, mais reste supérieure aux normes ISO, notamment grâce à l'oxyde de bismuth ou de zirconium [1,16,26,90].

- Dyschromie

Comme tous les ciments, les CBSC peuvent entraîner une faible dyschromie de la dentine [1,26]. Cependant, les CBSC contenant du MTA peuvent provoquer des dyschromies plus importantes, notamment quand ils contiennent de l'oxyde de bismuth et se retrouvent en contact avec de l'hypochlorite de sodium [90].

### **3.4.8 Réponse aux cahiers des charges**

#### **3.4.8.1 Propriétés générales des ciments d'obturation**

Aucun ciment ne répond parfaitement à tous les critères de Grossman, ni ne présente de supériorité nette par rapport aux autres ciments [9].

Les propriétés des ciments d'obturation, décrites précédemment, sont résumées dans le Tableau 6, afin de permettre une comparaison selon les critères de Grossman.

Tableau 6 : Synthèse des propriétés des ciments d'obturation d'après Guy [38]

Propriétés / Ciments	Ciments ZOE	Ciments CaOH	Ciments VI	Ciments Silicone	Ciments résine époxy	Ciments résine méthacrylate	CBSC
<b>Ergonomie</b> (mélange, temps de travail et de prise long)	Mélange pâte-pâte / poudre fine, temps de prise 24h	Mélange pâte-pâte, temps de prise 1h à 3h	Poudre fine, temps de prise de 2h30	Seringue auto-mixante, temps de prise rapide	Mélange pâte-pâte / Seringue auto-mixante, temps de prise long	Seringue auto-mixante / poudre fine	Pré-mixés en seringue / poudre fine, temps de prise de 4h (BioRoot™ RCS)
<b>Insolubilité</b> aux fluides tissulaires	Non	Non	Non	Oui	Oui, faible solubilité	Non	Non
<b>Étanchéité</b> du scellement	Bonne	Moyenne	Moyenne	Très bonne	Très bonne	Bonne	Très bonne
<b>Stabilité dimensionnelle</b>	Contraction +	Contraction	Contraction	Expansion	Contraction	Contraction	Expansion
<b>Propriétés antibactériennes</b>	Oui	Oui	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
<b>Radio-opacité</b>	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Bonne	Acceptable
<b>Teinte/structure respectées</b>	Faible coloration	Faible coloration	Faible coloration	Faible coloration	Faible coloration	Faible coloration	Faible coloration
<b>Biocompatible / Cytotoxicité</b>	Biocompatible / eugérol cytotoxique	Biocompatible et Cytotoxicité moyenne	Biocompatible et Cytotoxicité moyenne	Biocompatible et Cytotoxicité faible	Biocompatible et Cytotoxicité faible	Biocompatible et Cytotoxicité moyenne	Biocompatible et Cytotoxicité faible
<b>Facile à désobturer</b> (solvant)	Oui (agrumes)	Oui (eucalyptol)	Non (pas de solvant)	Non (pas de solvant)	Non (chloroforme)	Non (pas de solvant)	Non (pas de solvant)
<b>Bioactivité</b>	Non	Supposée	Non	Non, mais supposée avec GuttaFlow®Bioseal	Non	Non	Ostéo-inducteur Cémento-inducteur Cicatrisation favorisée

### 3.4.8.2 Propriétés recherchées pour l'obturation monobloc

Selon les prérequis établis par Tay et Pashley, pour qu'un monobloc fonctionne de manière mécaniquement homogène, il faudrait que les éléments qui constituent le monobloc aient la capacité d'adhérer l'un à l'autre efficacement, et qu'ils aient des modules d'élasticité similaires [96].

La capacité d'adhésion des ciments d'obturation aux parois canalaire ainsi qu'aux matériaux d'obturation a pu être établie pour tous les ciments. Il faut cependant nuancer l'utilité de l'adhésion dans l'étanchéité du scellement, car il a été montré une absence de corrélation entre force d'adhésion et étanchéité [1,73] et entre pénétration du ciment dans les tubuli dentinaires et étanchéité [22].

Les valeurs de module d'élasticité ne sont cependant pas disponibles pour de nombreux ciments endodontiques. Seuls les modules d'élasticité du AH Plus® et du RealSeal® ont été mesurés respectivement à 310 MPa et 240 MPa [45]. Cependant, il est possible d'approcher leur valeur, en se référant aux modules d'élasticité des matériaux dont ils sont dérivés. Ainsi, concernant des ciments à base d'oxyde de zinc et eugénol, leur module d'élasticité est faible, de l'ordre de 1000 MPa [67]. Les ciments de Portland ont un module d'élasticité compris entre 15000 et 30000 MPa [5]. Le MTA a un module d'élasticité compris entre 15000 et 50000 MPa, la valeur différant selon les études [6,96,116]. La Biodentine™ a un module d'élasticité évalué à 22000 MPa [75]. L'intervalle de module d'élasticité des CBSC peut donc être établi comme équivalent à celui du MTA, entre 15000 et 30000 MPa. Le module d'élasticité des résines méthacrylates non chargées est d'environ 3000 MPa, quand celui des résines chargées est d'environ 16000 à 18000 MPa [44,67]. Les verres ionomères ont un module d'élasticité d'environ 4000 MPa [67,96].

Le tableau suivant (Tableau 7) présente de manière synthétique les propriétés de chaque type de ciment d'obturation endodontique selon les paramètres recherchés pour la réalisation d'une obturation monobloc.

Tableau 7 : Synthèse des propriétés des ciments d'obturations relatives aux obturations monobloc (tableau personnel)

	<b>Propriétés des ciments d'obturation</b>		
<b>Ciments à base de</b>	<b>Adhésion aux parois canalaies</b>	<b>Adhésion au matériau d'obturation</b>	<b>Module d'élasticité (MPa)</b>
Oxyde de zinc - Eugénol	Non	Oui avec gutta-percha (GP)	1000
Hydroxyde de calcium	Non	Non	
Verre ionomère	Oui	Non avec GP (Oui avec Activ® GP)	4000
Silicone	Non	Non avec GP (Supposée à la GP avec GuttaFlow®)	
Résine époxy	Oui	Oui	310 (AH Plus®)
Résine méthacrylate	Oui	Non avec GP Oui avec GP enduite de résine et Resilon®	3000 (240 pour le RealSeal®)
Silicate de calcium	Oui	Supposée avec GP pour BioRoot™RCS Oui avec GP enduite de particules de biocéramique (BC Points™)	15000 – 30000

Seuls les ciments à base de silicate de calcium ont un module d'élasticité proche de celui de la dentine radiculaire (valeur moyenne de 16000 MPa) [96]. Ils seraient donc les seuls en mesure d'assurer une obturation monobloc. Ils présentent par ailleurs une adhésion aux parois canalaire ainsi qu'à certains matériaux d'obturation.

Cependant, même utilisés seuls, dans les cas d'obturation de dents immatures, les silicates de calcium ne permettent pas d'enregistrer une augmentation de la résistance des dents à la fracture [96].

De nombreuses études ont été menées afin de déterminer la capacité des ciments endodontiques dans l'augmentation de la résistance des racines à la fracture après traitement endodontique. Certaines études montrent une augmentation de la résistance avec obturation endodontique par rapport aux dents préparées mais non obturées [19]. Certaines études montrent une supériorité de certains ciments [58,65,100], d'autres ne trouvent pas de différence significative [2,19,26,45,78].

Une revue systématique a conclu qu'aucun ciment ne montre de supériorité significative dans l'augmentation de la résistance à la fracture des dents obturées [107].

Le développement de nouvelles formulations de CBSC pourrait cependant permettre d'accroître le potentiel de renforcement des racines obturées [4].

## 4 Protocoles et cas cliniques

Si les CBSC ne permettent pas de réaliser une obturation monobloc, ils présentent des propriétés caractéristiques pouvant modifier le paradigme de l'obturation actuelle, pour lequel le ciment d'obturation doit être le plus fin possible, avec un maximum de ciment d'obturation [101, 105]. Il est ainsi intéressant de décrire le protocole d'utilisation de ces ciments à base de silicate de calcium.

### 4.1 Protocole de préparation et d'obturation par ciments à base de silicate de calcium

L'obturation est la phase finale du traitement canalaire. Ainsi, il convient de réaliser les étapes d'accès, de mise en forme et de désinfection selon les règles de l'art [83,101]. Cette partie a pour objectif de décrire les étapes préliminaires spécifiques à l'obturation avec des ciments à base de silicate de calcium (CBSC), ainsi que les protocoles de préparation et d'obturation de ces mêmes ciments. Concernant les étapes de mélange, l'exemple du BioRoot<sup>TM</sup>RCS est utilisé.

#### 4.1.1 Choix du maître-cône, irrigation finale et séchage du canal

Le choix du type de cône de gutta-percha peut se faire parmi les cônes classiques ou les cônes enduits de particules de biocéramique (BC Points<sup>TM</sup>) [90].

Le maître-cône doit être choisi selon le diamètre du dernier instrument utilisé pour la mise en forme canalaire, afin de l'ajuster à la longueur de travail et au diamètre apical du canal. La conicité du maître-cône peut être inférieure à la conicité du canal, permettant de placer une quantité plus importante de CBSC, afin d'exploiter les propriétés hygroscopiques de ces ciments [60,90,105].

Les CBSC s'utilisent avec la technique monocône, afin de donner au ciment un rôle de remplissage et d'exploiter les propriétés physiques et biologiques des CBSC. Le cône de gutta-percha a alors deux fonctions :

- être un tuteur ou un condenseur (effet de piston) pour aider la pénétration et la répartition du ciment dans l'espace endodontique, notamment grâce aux propriétés rhéologiques des CBSC [90],
- être un guide en cas de désobturation complète ou partielle (création d'un logement pour un tenon ou lors d'une indication de retraitement endodontique non chirurgical) [30,48,59].

Des cônes de gutta-percha accessoires peuvent être mis en place selon l'anatomie canalaire, afin d'améliorer le guidage des CBSC [59,90].

L'irrigation finale doit se faire avec de l'eau stérile, afin d'éviter tout contact entre de l'hypochlorite de sodium et le ciment, pouvant entraîner des dyschromies avec le MTA, ou entre l'EDTA et le ciment, pouvant modifier l'action des CBSC [90].

Le séchage doit permettre de confirmer l'absence de suintement apical persistant. Cependant, les CBSC faisant leur prise en présence d'eau (parfois apportée uniquement par le milieu, pour les CBSC pré-mixés), ce séchage doit être doux, sans dessécher les parois canalaire. Ainsi, l'usage modéré de pointes papiers permet d'obtenir ce « séchage sans desséchage », pouvant correspondre à celui attendu lors d'un collage d'une résine [59,90].

#### **4.1.2 Préparation des ciments**

Les CBSC sont disponibles sous deux formes, en seringue et pré-mixés, ainsi qu'en flacon de poudre et de liquide à mélanger *ex temporane*.

Le mélange du CBSC doit se faire sur une plaque de verre stérile, selon les indications du fabricant.

Dans le cas du BioRoot™RCS, il faut déposer une dose de poudre à l'aide de la cuillère (rase) fournie, à laquelle il faut ajouter 5 gouttes du liquide disponible en petite fiole plastique. Le mélange spatulé doit donner un ciment à consistance crémeuse, permettant un étirement de 1 cm [59,90].

#### **4.1.3 Obturation**

C'est la technique « monocône » qui est privilégiée avec ces ciments. En effet, les propriétés d'expansion et d'adhésion des CBSC permettent d'utiliser la technique monocône, sans avoir les inconvénients liés à son usage avec les ciments conventionnels [90].

Il est cependant possible de réaliser des compactations à froid (voire à chaud avec certaines formulations de CBSC, notamment la version HiFlow™ de TotalFill® BC Sealer et de EndoSequence® BC Sealer). L'intérêt de ces formulations et de ces techniques avec les CBSC est discutable, car les CBSC entraînent un changement de concept d'obturation et donc un changement de technique afin d'exploiter leurs propriétés. L'échauffement peut par ailleurs altérer les propriétés des CBSC, notamment le BioRoot™RCS [28,90].

Trois options sont possibles afin de mettre en place le CBSC dans le canal [28,59] :

- mise en place par enduction, recommandée pour les ciments à mélanger, comme le BioRoot™RCS,
- mise en place par injection, qui est évidente pour les CBSC vendus en seringue, elle est également possible pour les ciments à mélanger,
- mise en place à l'aide d'un bourre-pâte (Lentulo), principalement valable pour les ciments à mélanger.

Aucune étude ne permet de déterminer laquelle de ces techniques est la plus efficace, mais les techniques par injection ou avec bourre-pâte présentent l'avantage d'une meilleure répartition du ciment pour les anatomies complexes [59,90].

#### 4.1.3.1 Technique par enduction

La mise en place par enduction se fait à l'aide du maître-cône, préalablement ajusté, qui est enduit une première fois de ciment, en veillant à ce que toute la circonférence soit recouverte. Le ciment peut être fraîchement mélangé ou déposé sur une plaque de verre s'il s'agit d'une forme prête à l'emploi (CBSC pré-mixé). L'enduction ne doit surtout pas se faire avec une pointe papier, qui absorberait l'eau dont le ciment a besoin pour sa prise [28,59,90].

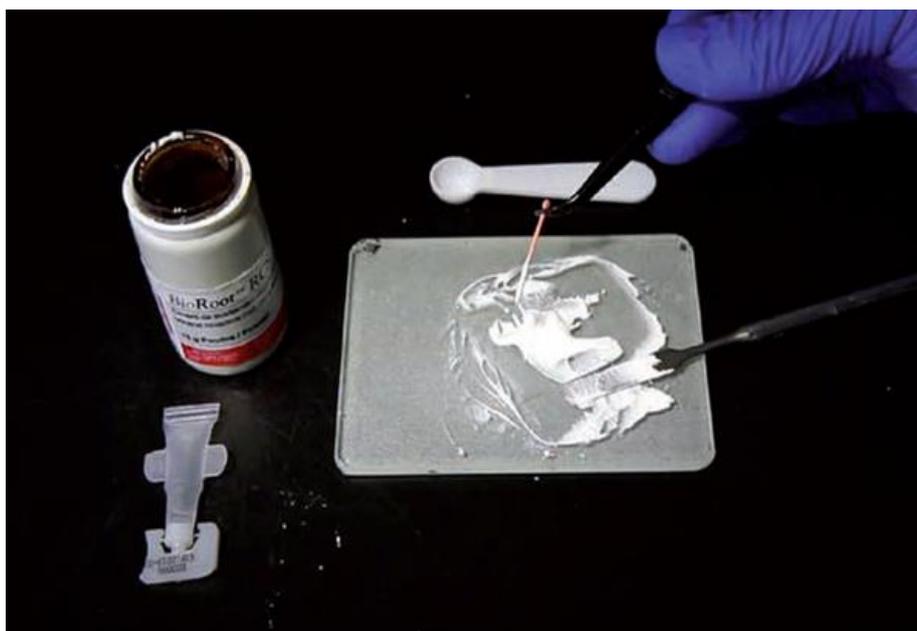


Figure 8 : Illustration de la technique d'enduction du maître-cône avec BioRoot™RCS [59]

Le cône est ensuite inséré lentement dans le canal en réalisant de petits mouvements de va-et-vient au début de l'insertion, dans le tiers coronaire. Ces mouvements de pompage verticaux sont en revanche à éviter lorsque la longueur de travail est atteinte, pour éviter une extrusion importante de ciment dans le péri-apex.

Il faut ensuite répéter cette enduction-insertion une seconde fois. Le cône est ensuite sectionné à l'entrée canalaire avec une source de chaleur adaptée puis compacté au niveau de l'orifice canalaire à l'aide d'un fouloir endodontique. Un bouchon coronaire adéquat est donc formé, permettant ensuite un nettoyage efficace de la chambre pulpaire en fin d'intervention, sans retirer le ciment d'obturation dans le canal [28,59].

#### 4.1.3.2 Technique par injection

La mise en place par injection est la technique évidente pour les CBSC disponibles en seringue. Elle est adaptable pour les ciments présentés en mélange poudre/liquide. Une fois le mélange effectué, il est possible de charger une seringue de faible volume (1 ou 2 ml), sur laquelle est monté un embout conique en plastique. Le piston est ensuite inséré et la seringue purgée jusqu'à ce que le ciment s'écoule lentement par l'embout fin pour usage intra-canalaire [28].



Figure 9 : Mise en place du CBSC mélangé dans une seringue avec un embout intra-canalaire [28]

Ensuite, la technique est commune aux formes présentées pré-mixées en seringue, l'embout est introduit dans le canal, à environ 3-4 mm en retrait de la longueur de travail. Une pression douce sur le piston permet l'extrusion du ciment tout en remontant la seringue jusqu'à l'entrée canalaire.

Le maître-cône est ensuite enduit de ciment, inséré lentement dans le canal à la longueur de travail, sectionné puis compacté [59].

#### 4.1.3.3 Technique avec un bourre-pâte

La mise en place à l'aide d'un bourre-pâte se fait, comme pour la technique de l'enduction, après mélange ou dépôt depuis la seringue, du ciment sur une plaque de mélange. Le bourre-pâte est monté sur un contre-angle endodontique réducteur, permettant de le faire tourner à une vitesse comprise entre 600 et 800 tours par minute [59].

Le bourre-pâte est chargé avec du ciment, puis inséré, à l'arrêt, dans le canal, en retrait de 3-4 mm de la longueur de travail (ou jusqu'à la longueur de blocage avec retrait de 1 mm). Il est impératif que le bourre-pâte soit complètement libre dans le canal, afin de prévenir tout risque de fracture. L'utilisation d'un bourre-pâte classique de type Lentulo est possible, mais il peut être intéressant d'utiliser un bourre-pâte débrayable du type Sensipast® (FKG), afin de limiter le risque de fracture instrumentale [88].

Le bourre-pâte est mis en rotation et remonté en direction coronaire en effectuant un mouvement de rotation visant à badigeonner toutes les parois canalaires. Les mouvements de pompage verticaux doivent être évités pour éviter tout risque de fracture lors de l'utilisation.

Une fois l'orifice canalaire atteint, le bourre-pâte est retiré et comme dans les deux autres techniques, le cône de gutta-percha, préalablement enduit de ciment, est amené lentement à la longueur de travail, sectionné puis compacté [59,88].



Figure 10 : Illustration de l'enduction du bourre-pâte par BioRoot™RCS [59]

#### **4.1.4 Résumé du protocole d'obturation par CBSC**

Les étapes du protocole d'obturation par CBSC sont les suivantes [28,59,88] :

1. Après mise en forme et irrigation, essayage et ajustage du maître-cône à la longueur de travail et au diamètre apical, désinfection du maître cône ;
2. Rinçage du système canalaire et du maître-cône à l'eau stérile ;
3. Séchage canalaire modéré ;
4. Mise en place du CBSC (par injection, enduction ou avec un bourre-pâte) ;
5. Insertion lente du maître-cône jusqu'à la longueur de travail ;
6. Section du maître-cône par chaleur au niveau de l'entrée canalaire ;
7. Condensation coronaire de la gutta-percha avec un fouloir ;
8. Élimination des excès de ciment à l'aide un coton (ou d'une microbrush) imbibé d'eau stérile, ou nettoyage aux ultrasons ;
9. Restauration coronaire temporaire ou définitive étanche selon la situation clinique.

## 4.2 Cas cliniques

### 4.2.1 Cas clinique n°1

Une patiente de 53 ans, sans antécédents médicaux, présente une carie disto-occluso-palatine importante sur la 26. Cette dent a montré des symptômes de pulpite aiguë irréversible. La pulpotomie a été réalisée par un confrère en urgence. La pulpectomie est donc programmée.

La radiographie préopératoire montre une radio-clarté péri-apicale au niveau de la racine palatine (Fig.11).



*Figure 11 : Radiographie préopératoire de la 26 (iconographie personnelle)*

Le matériel utilisé est présenté sur la photographie suivante (Fig.12).





*Figure 13 : Radiographie per-opératoire cône en place de la 26 (iconographie personnelle)*



*Figure 14 : Radiographie postopératoire de la 26 (iconographie personnelle)*

Dans la séance, sous champ opératoire, la cavité d'accès a été révisée, les canaux ont été cathétérisés puis travaillés mécaniquement jusqu'au diamètre ISO 25 avec une conicité de 6 %. Une radiographie cône en place a été réalisée (Fig.13), en utilisant des cônes de diamètre 25 avec une conicité de 6 %.

L'obturation a ensuite été réalisée avec du BioRoot™ RCS en technique d'enduction. La mise en place définitive des cônes a ensuite été contrôlée par une radiographie post-opératoire (Fig.14).

Un CVI (ciments verre ionomère) a été placé en temporisation, avant la réalisation d'une restauration par inlay-onlay.

#### 4.2.2 Cas clinique n°2

Une patiente de 61 ans, sans antécédents médicaux, présente, sur ses incisives mandibulaires centrales, des reprises carieuses importantes associées à la perte de restaurations coronaires. Aucune symptomatologie n'accompagne ces lésions. Les tests de percussions axiaux et latéraux sont faiblement douloureux sur 41, 31, 32, le test de vitalité pulpaire est négatif sur la 41. Les tests de palpations sont négatifs. L'examen radiologique préopératoire montre des traitements endodontiques denses et adéquats sur 31 et 32, mais des radio-clartés apicales sont présentes au niveau de ces dents, ainsi qu'un élargissement desmodontal au niveau de 41 (Fig.15). La nécrose pulpaire de la 41 est diagnostiquée. Les 31 et 32 présentent des parodontites apicales chroniques. Le retraitement endodontique orthograde des dents 31 et 32 est programmé, ainsi que le traitement endodontique initial de la 41.



*Figure 15 : Radiographie pré-opératoire (iconographie personnelle)*

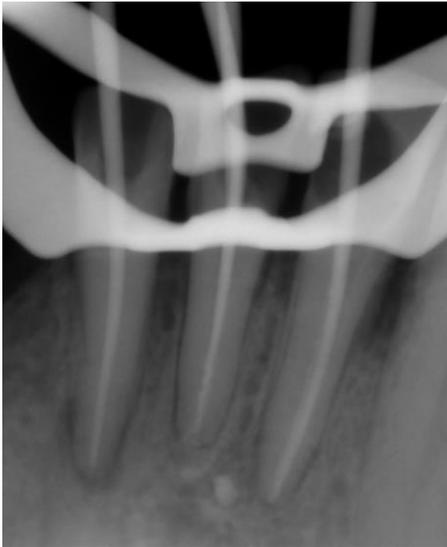


*Figure 16 : Photographie per-opératoire après instrumentation canalaire (photographie personnelle)*

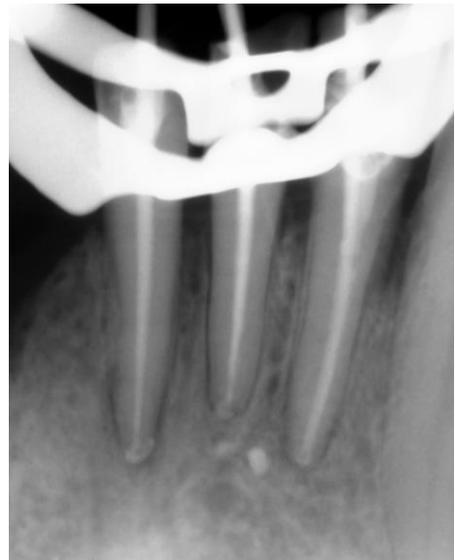
Le matériel utilisé est le même que pour le cas clinique n°1.

Après anesthésie, les cavités d'accès, le cathétérisme et la mise en forme canalaire ont été réalisés, jusqu'à un diamètre ISO 25 et une conicité de 6 % (Fig.16). Les maîtres-cônes ont été choisis, de diamètre ISO 25 et de conicité 6 %, puis une radiographie avec les cônes en place a été réalisée (Fig.17).

L'obturation a été réalisée avec du BioRoot™ RCS par technique d'enduction sur les maîtres-cônes (Fig.18 et 19). La mise en place définitive des cônes a ensuite été contrôlée par une radiographie post-opératoire (Fig.20).



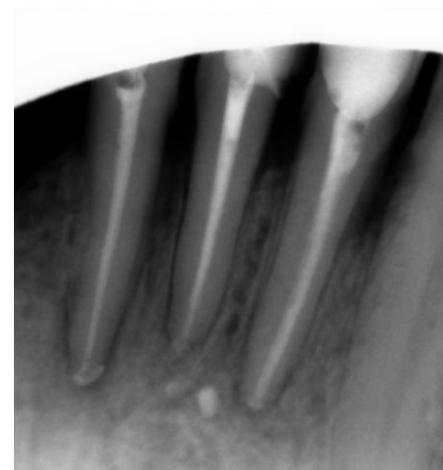
*Figure 17 : Radiographie per-opératoire, cônes en place (iconographie personnelle)*



*Figure 18 : Radiographie per-opératoire, après mise en place de maîtres-cônes avec le ciment (iconographie personnelle)*



*Figure 19 : Photographie per-opératoire après mise en place des maîtres-cônes (photographie personnelle)*



*Figure 20 : Radiographie post-opératoire (iconographie personnelle)*

Une restauration par collage de composite a finalement été réalisée pour assurer l'étanchéité coronaire des obturations et restaurer les dents.

## 5 Conclusion

Les matériaux et ciments d'obturation canalaire ont connu de très importantes évolutions au cours des dernières années. De nombreuses nouveautés ont été mises sur le marché, parfois retirées rapidement, et les matériaux éprouvés sont restés les références. Les innovations dans les spécialités autres que l'endodontie ont permis d'explorer des moyens d'améliorer le scellement canalaire dans les trois dimensions, comme l'adhésion. Le recul clinique n'est parfois pas suffisant pour évaluer l'efficacité de ces nouvelles technologies [57].

La dernière innovation concernant les ciments d'obturation canalaire, les ciments à base de silicate de calcium dits « biocéramiques », permet d'apporter une nouvelle solution d'obturation, et certains auteurs parlent d'un changement de paradigme. Cette notion, introduite par Kuhn, évoque l'idée d'une modification lente des habitudes liées aux connaissances scientifiques, bouleversées lors de l'apparition d'un élément novateur, ici les ciments à base de silicate de calcium [53]. Ainsi, si ces ciments n'ont actuellement pas démontré de supériorité nette quant aux propriétés attendues pour un ciment d'obturation, le recul scientifique permettra de discerner l'avancée réelle permise par les ciments « biocéramiques ».

L'obturation monobloc reste, selon les matériaux et ciments actuellement disponibles, un idéal théorique et non une réalité à ce jour. Cette obturation idéale, pour laquelle l'espace canalaire serait parfaitement scellé par une interface sans lacune, devenant un ensemble mécaniquement homogène, permettrait d'améliorer l'étanchéité canalaire mais aussi d'augmenter la résistance à la fracture des dents traitées endodontiquement. Ces potentiels d'augmentation de la résistance des racines traitées endodontiquement, comme d'amélioration de l'étanchéité du scellement canalaire, ne sont prouvés pour aucun ciment d'obturation canalaire. L'augmentation de la résistance des racines à la fracture par les obturations canalaires ne pourra pas se faire sans un nouveau matériau remplaçant la gutta-percha. Cependant, les matériaux de restauration corono-radulaire peuvent être une piste dans la réalisation d'un monobloc corono-radulaire, permettant un renforcement radulaire et une étanchéité coronaire efficace [5].

L'obturation canalaire étanche est fondamentale pour la réussite d'un traitement endodontique, mais la restauration et l'obturation coronaire sont aussi des éléments majeurs pour sa pérennité [33].

Tant qu'une obturation parfaite ne pourra être réalisée par la dent elle-même par minéralisation guidée [115], les matériaux d'obturation seront nécessaires et continueront d'évoluer pour tenter, à terme, d'obtenir une obturation monobloc, avec une adhésion entre la dentine, le ciment et le matériau d'obturation, durable dans le temps, correspondant aux propriétés mentionnées par Grossman et présentant une bioactivité importante.

## Index des illustrations

Figure 1 : Classification des monoblocs endodontiques. Les monoblocs primaires ne présentent qu'une seule interface entre le matériau d'obturation et la dentine canalaire. Les monoblocs secondaires présentent deux interfaces, une entre le matériau d'obturation et le ciment d'obturation, ainsi qu'une interface entre ce ciment d'obturation et la dentine canalaire. Les monoblocs tertiaires présentent trois interfaces, la troisième se trouvant entre le matériau d'obturation et son revêtement de surface [96] .....	22
Figure 2 : Présentation des BC Points™ de Brasseler .....	29
Figure 3 : Présentation du ciment EndoREZ® de Ultradent avec ses cônes de gutta-percha associés et les seringues et embouts pour injection intra-canalaire .....	41
Figure 4 : Présentation du ciment MetaSEAL™ de Parkell .....	42
Figure 5 : Présentation commerciale du BioRoot™ RCS .....	47
Figure 6 : Présentation commerciale du TotalFill® BC Sealer™ .....	47
Figure 7 : Réaction de prise schématique des silicates de calcium. Les silicates dicalciques (C2S) et tricalciques (C3S) réagissent en présence d'eau (H <sub>2</sub> O) pour former un gel de silicate de calcium hydraté (C-S-H) et de l'hydroxyde de calcium (Ca(OH) <sub>2</sub> ) par une réaction d'hydratation (1). Des ions silicium (Si <sup>4+</sup> ) sont produits. Une seconde réaction (2), de précipitation, entre l'hydroxyde de calcium et des phosphates de calcium présents dans le milieu aboutit à la formation d'hydroxyapatite ainsi que d'ions calcium (Ca <sup>2+</sup> ) et hydroxyde (OH <sup>-</sup> ) [34]. .....	50
Figure 8 : Illustration de la technique d'enduction du maître-cône avec BioRoot™RCS [59].....	60
Figure 9 : Mise en place du CBSC mélangé dans une seringue avec un embout intra-canalaire [28] .....	61
Figure 10 : Illustration de l'enduction du bourre-pâte par BioRoot™RCS [59].....	62
Figure 11 : Radiographie pré-opératoire de la 26 (iconographie personnelle) .....	64
Figure 12 : Matériel nécessaire au traitement endodontique initial obturé par BioRoot™RCS (photographie personnelle) .....	65
Figure 13 : Radiographie per-opératoire cône en place de la 26 (iconographie personnelle) .....	66
Figure 14 : Radiographie postopératoire de la 26 (iconographie personnelle).....	66
Figure 15 : Radiographie pré-opératoire (iconographie personnelle).....	67
Figure 16 : Photographie per-opératoire après instrumentation canalaire (photographie personnelle).....	67
Figure 17 : Radiographie per-opératoire, cônes en place (iconographie personnelle) ...	68
Figure 18 : Radiographie per-opératoire, après mise en place de maîtres-cônes avec le ciment (iconographie personnelle).....	68
Figure 19 : Photographie per-opératoire après mise en place des maîtres-cônes (photographie personnelle) .....	68
Figure 20 : Radiographie post-opératoire (iconographie personnelle) .....	68

## **Index des tableaux**

Tableau 1 : Propriétés idéales d'un matériau et d'un ciment d'obturation [9,35] .....	24
Tableau 2 : Propriétés des matériaux d'obturations appliqués aux obturations monoblocs (tableau personnel).....	31
Tableau 3 : Classification des biocéramiques [10,28] .....	46
Tableau 4 : Classification des silicates de calcium utilisés en odontologie [28] .....	46
Tableau 5 : Dénominations commerciales et présentation des ciments à base de silicate de calcium disponibles sur le marché [1,26,28,51,90].....	48
Tableau 6 : Synthèse des propriétés des ciments d'obturation (tableau personnel) .....	54
Tableau 7 : Synthèse des propriétés des ciments d'obturations relatives aux obturations monobloc (tableau personnel).....	56

## Références bibliographiques

1. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA. Bioceramic-based root canal sealers: a review. *Int J Biomater*. 2016;1-10.
2. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*. 1999;32(5):376-80.
3. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res*. 2012;91(5):454-9.
4. Baghdadi I, AbuTarboush BJ, Zaazou A, Skienhe H, Özcan M, Zakhour M, et al. Investigation of the structure and compressive strength of a bioceramic root canal sealer reinforced with nanomaterials. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2021;19:1-13.
5. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals : a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J*. 2011;44(9):817-26.
6. Belli S, Ozcan E, Derinbay O, Eldeniz AU. A comparative evaluation of sealing ability of a new, self-etching, dual-curable sealer: Hybrid Root SEAL (MetaSEAL). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2008;106(6):45-52.
7. Bender IB, Freedland JB. Adult root fracture. *J Am Dent Assoc*. 1983;107(3):413-9.
8. Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. *J Adhes Dent*. 2005;7(4):321-9.
9. Berman LH, Hargreaves KM, Rotstein I. *Cohen's Pathways of the Pulp*. Twelveth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2020.
10. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc*. 2008;28(7):1319-27.
11. van der Burgt TP, Mullaney TP, Plasschaert AJM. Tooth discoloration induced by endodontic sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1986;61(1):84-9.
12. van der Burgt TP, Plasschaert AJM. Tooth discoloration induced by dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1985;60(6):666-9.
13. Camilleri J. Will bioceramics be the future root canal filling materials? *Curr Oral Health Rep*. 2017;4(3):228-38.
14. Camilleri J. Classification of hydraulic cements used in dentistry. *Front Dent Med*. 2020;1:1-9.
15. Camilleri J, Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J*. 2006;39(10):747-54.
16. Candeiro GT de M, Correia FC, Duarte MAH, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G. Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod*. 2012;38(6):842-5.

17. Carvalho CAT, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CHR. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol.* 2005;21(3):155-9.
18. Carvalho-Júnior JR, Guimarães LFL, Correr-Sobrinho L, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Braz Dent J. Fundação Odontológica de Ribeirão Preto;* 2003;14:114-8.
19. Çobankara FK, Üngör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod.* 2002;28(8):606-9.
20. De Gee AJ, Wu MK, Wesselink PR. Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. *Int Endod J.* 1994;27(5):239-44.
21. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endodonzia.* 2016;30(2):70-80.
22. De-Deus G, Brandão MC, Leal F, Reis C, Souza EM, Luna AS, et al. Lack of correlation between sealer penetration into dentinal tubules and sealability in nonbonded root fillings. *Int Endod J.* 2012;45(7):642-51.
23. Desai S, Chandler N. Calcium hydroxide–based root canal sealers: a review. *J Endod.* 2009;35(4):475-80.
24. Didato A, Eid AA, Levin MD, Khan S, Tay FR, Rueggeberg FA. Time-based lateral hygroscopic expansion of a water-expandable endodontic obturation point. *J Dent.* 2013;41(9):796-801.
25. Donnelly A, Sword J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Agee K, Tay FR, et al. Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. *J Endod.* 2007;33(8):990-4.
26. Donnermeyer D. Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review. 2019;107:421-36.
27. Doumani M, Habib A, Khallof R, Albakheet M, Alghamdi M, Alowyyed T. Activ GP system in endodontics: A review. *Int J Oral Care Res.* 2019;0(0):1-3.
28. Drukteinis S, Camilleri J. *Bioceramic materials in clinical endodontics.* Cham: Springer International Publishing; 2021.
29. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 2006;39(12):921-30.
30. Eymirli A, Sungur DD, Uyanik O, Purali N, Nagas E, Cehreli ZC. Dentinal tubule penetration and retreatability of a calcium silicate–based sealer tested in bulk or with different main core material. *J Endod.* 2019;45(8):1036-40.
31. Friedman CE, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW. Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. *J Endod.* 1977;3(8):304-8.

32. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Properties of a novel polysiloxane-guttapercha calcium silicate-bioglass-containing root canal sealer. *Dent Mater.* 2016;32(5):113-26.
33. Gillen BM, Looney SW, Gu L-S, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2011;37(7):895-902.
34. Giraud T, Jeanneau C, Rombouts C, Bakhtiar H, Laurent P, About I. Pulp capping materials modulate the balance between inflammation and regeneration. *Dent Mater.* 2019;35(1):24-35.
35. Grossman LI, Oliet S, Del Rio CE. *Endodontic practice*. 11th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1988.
36. Guigand M, Pellen-Mussi P, Le Goff A, Vulcain JM, Bonnaure-Mallet M. Evaluation of the cytocompatibility of three endodontic materials. *J Endod.* 1999;25(6):419-23.
37. Gulati N, Chandra S, Aggarwal PK, Jaiswal JN, Singh M. Cytotoxicity of eugenol in sealer containing zinc-oxide. *Endod Dent Traumatol.* 1991;7(4):181-5.
38. Guy P-A. *Evolution des techniques d'obturations : l'apport des ciments biocéramiques*. [Thèse pour le diplôme d'état de Docteur en Chirurgie Dentaire]. Lille : Faculté de Chirurgie Dentaire; 2018.
39. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Extended setting shrinkage behavior of endodontic sealers. *J Endod.* 2008;34(1):90-3.
40. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine: Calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J.* 2011;44(12):1081-7.
41. Haute Autorité de Santé. *Traitement endodontique : rapport d'évaluation technologique*. 2008;1-66.
42. Hegde V, Arora S. Sealing ability of three hydrophilic single-cone obturation systems : an in vitro glucose leakage study. *Contemp Clin Dent.* 2015;6(5):86.
43. Huumonen S, Lenander-Lumikari M, Sigurdsson A, Ørstavik D. Healing of apical periodontitis after endodontic treatment: a comparison between a silicone-based and a zinc oxide-eugenol-based sealer. *Int Endod J.* 2003;36(4):296-301.
44. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials.* 2005;26(33):6449-59.
45. Jainaen A, Palamara JEA, Messer HH. The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. *Int Endod J.* 2009;42(2):136-43.
46. Jeong JW, DeGraft-Johnson A, Dorn SO, Di Fiore PM. Dentine tubule penetration of a calcium silicate-based root canal sealer with different obturation methods. *J Endod.* 2017;43(4):633-7.

47. Khayat A, Lee S-J, Torabinejad M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *J Endod.* 1993;19(9):458-61.
48. Kim H, Kim E, Lee S-J, Shin S-J. Comparisons of the retreatment efficacy of calcium silicate and epoxy resin-based sealers and residual sealer in dentinal tubules. 2015;41(12):2025-30.
49. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu L, Kim SK, Pashley DH, et al. Critical review on methacrylate resin-based root canal sealers. *J Endod.* 2010;36(3):383-99.
50. Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol.* oct 1999;44(10):813-22.
51. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y. Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J.* 2020;39(5):703-20.
52. Kontakiotis EG, Wu MK, Wesselink PR. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. *Int Endod J.* 1997;30(5):307-12.
53. Kuhn TS, Hacking I. *The structure of scientific revolutions.* Fourth edition. Chicago: The University of Chicago Press; 2012.
54. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH-M. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res.* 2006;85(4):364-8.
55. Langeland K, Olsson B, Pascon EA. Biological evaluation of Hydron. *J Endod.* 1981;7(5):196-204.
56. Lee K, Williams M, Camps J, Pashley D. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod.* 2002;28(10):684-8.
57. Li G, Niu L, Zhang W, Olsen M, De-Deus G, Eid AA, et al. Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system : a review. *Acta Biomater.* 2014;10(3):1050-63.
58. Mandava J, Chang PC, Roopesh B, Faruddin MG, Anupreeta A, Uma C. Comparative evaluation of fracture resistance of root dentin to resin sealers and a MTA sealer: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2014;17(1):53-6.
59. Marchi V. Les biocéramiques : une évolution pour l'obturation canalaire ? *Réal Clin.* 2019;30(4):298-307.
60. McMichael GE, Primus CM, Opperman LA. Dentinal tubule penetration of tricalcium silicate sealers. *J Endod.* 2016;42(4):632-6.
61. Meneses C. Effect of Cpoint, EndoSequence BC point and gutta-percha point on viability and function of periodontal ligament fibroblasts. *Eur Endod J.* 2019;4:57-61.
62. Miletić I, Devčić N, Anić I, Borčić J, Karlović Z, Osmak M. The cytotoxicity of RoekoSeal and AH plus compared during different setting periods. *J Endod.* 2005;31(4):307-9.

63. Mohamed El Sayed MAA, Al Hussein H. Apical dye leakage of two single-cone root canal core materials (hydrophilic core material and gutta-percha) sealed by different types of endodontic sealers: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD*. 2018;21(2):147-52.
64. Mohammadi Z, Shalavi S. Clinical applications of glass ionomers in endodontics: a review. *Int Dent J*. 2012;62(5):244-50.
65. Mohammed YT, Al-Zaka IM. Fracture resistance of endodontically treated teeth obturated with different root canal sealers (a comparative study). *J Contemp Dent Pract*. 2020;21(5):490-3.
66. Monticelli F, Sword J, Martin RL, Schuster GS, Weller RN, Ferrari M, et al. Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems. *Int Endod J*. 2007;40(5):374-85.
67. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Hanover Park: Quintessence Pub. Co; 2002.
68. Ørstavik D. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endod Top*. 2005;12(1):25-38.
69. Pandey P, Aggarwal H, Tikku AP, Singh A, Bains R, Mishra S. Comparative evaluation of sealing ability of gutta percha and resilon as root canal filling materials- a systematic review. *J Oral Biol Craniofacial Res*. 2020;10(2):220-6.
70. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review - part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. 2010;36(1):16-27.
71. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I : vital pulp therapy. *Int Endod J*. 2018;51(2):177-205.
72. Poggio C, Riva P, Chiesa M, Colombo M, Pietrocola G. Comparative cytotoxicity evaluation of eight root canal sealers. *J Clin Exp Dent*. 2017;9(4):574-8.
73. Pommel L, About I, Pashley D, Camps J. Apical leakage of four endodontic sealers. *J Endod*. 2003;29(3):208-10.
74. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics – a review. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017;51(3 Suppl 1):128-37.
75. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Verbeeck RMH. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2014;15(3):147-58.
76. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989;15(11):512-6.
77. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*. 2009;35(5):731-6.

78. Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *J Dent.* 2008;36(1):69-73.
79. Rodríguez-Lozano FJ, Collado-González M, Tomás-Catalá CJ, García-Bernal D, López S, Oñate-Sánchez RE, et al. GuttaFlow Bioseal promotes spontaneous differentiation of human periodontal ligament stem cells into cementoblast-like cells. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2019;35(1):114-24.
80. Santos JM, Pereira S, Sequeira DB, Messias AL, Martins JB, Cunha H, et al. Biocompatibility of a bioceramic silicone-based sealer in subcutaneous tissue. *J Oral Sci.* 2019;61(1):171-7.
81. Schäfer E, Zandbiglari T. A comparison of the effectiveness of chloroform and eucalyptus oil in dissolving root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2002;93(5):611-6.
82. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):269-96.
83. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *J Endod.* 2006;32(4):281-90.
84. Schilder H, Goodman A, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta-percha. Part V. Volume changes in bulk gutta-percha as a function of temperature and its relationship to molecular phase transformation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1985;59(3):285-96.
85. Shipper G, Ørstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod.* 2004;30(5):342-7.
86. Silva EJNL, Canabarro A, Andrade MRT, Cavalcante DM, Von Stetten O, Fidalgo TK da S, et al. Dislodgment resistance of bioceramic and epoxy sealers: a systematic review and meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract.* 2019;19(3):221-35.
87. Silva EJNL, Cardoso ML, Rodrigues JP, De-Deus G, Fidalgo TK da S. Solubility of bioceramic- and epoxy resin-based root canal sealers a systematic review and meta-analysis. *Aust Endod J.* 2021;1-13.
88. Simon S. L'obturation canalair avec une nouvelle famille de biomatériaux... en toute simplicité (partie 2). *Biomatériaux Clin.* 2021;6(1):51-7.
89. Simon S, Machtou P, Pertot W-J. *Endodontie. 1ère Edition.* Editions CdP; 2012.
90. Simon S, Machtou P, Pertot W-J. *Endodontie. 2e édition.* Editions CdP; 2020.
91. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage : a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):780-4.
92. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod.* 1992;18(9):440-3.
93. Tanomaru-Filho M, Bosso Martelo R, Viapiana R, Tanomaru J. Radiopacity and flow of different endodontic sealers. *Acta Odontol Latinoam.* 2013;26:121-5.

94. Tay F, Pashley D, Williams M, Raina R, Loushine R, Weller R, et al. Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I : alkaline hydrolysis. *J Endod.* 2005;31(8):593-8.
95. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi L, Ferrari M, et al. Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obturating root canals. *J Endod.* 2005;31(9):659-64.
96. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals : a hypothetical or a tangible goal. *J Endod.* 2007;33(4):391-8.
97. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *J Endod.* 2007;33(11):1347-51.
98. Tay FR, Pashley DH, Yiu CKY, Yau JYY, Yiu-fai M, Loushine RJ, et al. Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. II. Gravimetric evaluation of enzymatic hydrolysis. *J Endod.* 2005;31(10):737-41.
99. Teixeira FB, Teixeira ECN, Thompson J, Leinfelder KF, Trope M. Dentinal bonding reaches the root canal system. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16(6):348-54.
100. Teixeira FB, Teixeira ECN, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc* 1939. 2004;135(5):646-52.
101. Tomson PL, Simon SR. Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Prim Dent J.* 2016;5(2):46-53.
102. Torabinejad M, Parirokh M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J.* 2018;51(3):284-317.
103. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19(12):591-5.
104. Tour Savadkouhi S, Fazlyab M. Discoloration potential of endodontic sealers : a brief review. *Iran Endod J.* 2016;11(4):250-4.
105. Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endod Top.* 2015;32(1):86-96.
106. Ulusoy ÖİA, Nayır Y, Darendeliler-Yaman S. Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2011;112(4):544-7.
107. Uzunoglu-Özyürek E, Küçükkaya Eren S, Karahan S. Effect of root canal sealers on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig.* 2018;22(7):2475-85.

108. Veeramachaneni C, Ratakonda M, Badami V, Rao S. Retreatment efficacy of propoint and guttapercha - a cone beam computed tomography analysis. *Br J Med Med Res.* 2016;14(1):1-7.
109. Viapiana R, Moinzadeh AT, Camilleri L, Wesselink PR, Tanomaru Filho M, Camilleri J. Porosity and sealing ability of root fillings with gutta-percha and BioRoot RCS or AH Plus sealers. Evaluation by three *ex vivo* methods. *Int Endod J.* 2016;49(8):774-82.
110. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 9: Functional appliances to midcentury. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):829-33.
111. Whitworth JM, Boursin EM. Dissolution of root canal sealer cements in volatile solvents. *Int Endod J.* 2000;33(1):19-24.
112. Williams C, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR. A comparison of cohesive strength and stiffness of resilon and gutta-percha. *J Endod.* 2006;32(6):553-5.
113. Yesilsoy C. Radiographic evidence of absorption of hydron from an obturated root canal. *J Endod.* 1984;10(7):321-3.
114. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* 2009;35(7):1051-5.
115. Zhang L, Li Q-L, Cao Y, Wang Y. Regenerating a monoblock to obturate root canals via a mineralising strategy. *Sci Rep.* 2018;8(1):13356.
116. Žižka R, Čtvrtlík R, Tomašík J, Fačevicová K, Gregor L, Šedý J. In vitro mechanical properties of mineral trioxide aggregate in moist and dry intracanal environments. *Iran Endod J.* 2018;13(1):20-4.
117. Zoufan K, Jiang J, Komabayashi T, Wang Y-H, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of GuttaFlow and Endo Sequence BC sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2011;112(5):657-61.



**Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2021 – N°:**

L'apport des ciments biocéramiques à l'obturation monobloc / Cyprien Dubois.  
- p. 80 ; ill. 20 ; réf 117.

**Domaines** : Endodontie

**Mots clés libres** : Endodontie ; obturation canalairé ; ciments endodontiques ; ciments biocéramiques ; silicates de calcium ; monobloc

### Résumé de la thèse

Les matériaux et ciments destinés à l'obturation endodontique ont connu de nombreuses évolutions, la dernière en date étant l'apparition des ciments à base de silicates de calcium, dits « biocéramiques ».

L'obturation monobloc est une obturation idéale pour laquelle l'espace canalairé serait parfaitement scellé par une interface sans lacune, devenant un ensemble mécaniquement homogène, améliorant ainsi l'étanchéité canalairé mais aussi augmentant la résistance à la fracture des dents traitées endodontiquement.

A ce jour, avec les matériaux et ciments actuellement disponibles, l'obturation monobloc reste un idéal théorique et non une réalité. Le potentiel d'augmentation de la résistance des racines traitées endodontiquement, tout comme l'amélioration de l'étanchéité du scellement canalairé, n'est démontré pour aucun ciment d'obturation canalairé. L'augmentation de la résistance des racines à la fracture par les obturations canalaires ne pourra pas se faire sans un nouveau matériau remplaçant la gutta-percha.

Les ciments biocéramiques pourraient permettre la naissance d'un nouveau paradigme dans l'obturation canalairé. S'ils n'ont actuellement pas démontré de supériorité nette quant aux propriétés attendues pour un ciment d'obturation, ils présentent des qualités intéressantes, comme une bioactivité importante.

### **JURY** :

**Président :** **Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX**

**Assesseurs :** **Monsieur le Docteur Alain GAMBIEZ**

**Monsieur le Docteur William PACQUET**

**Monsieur le Docteur Alexandre GRENET**