

UNIVERSITÉ DU DROIT ET DE LA SANTÉ DE LILLE 2
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2018

N°:

THÈSE
pour le
DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 25 septembre 2018

Par GUY Paul-André

Né le 21 mars 1991 à Lisieux, France

Evolution des techniques d'obturations : l'apport des ciments biocéramiques.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Pascal Béhin
Assesseurs : Monsieur le Docteur Vandomme Jérôme
Monsieur le Docteur Robberecht Lieven
Madame le Docteur Sy Kadiatou

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M.DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable du Département de Biologie Orale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT Odontologie	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Légale.
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU Epidémiologie,	Responsable du Département de Prévention, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDEBERT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable du Département de Chirurgie Orale
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

L.ROBBERECHT

Dentisterie Restauratrice Endodontie

M. SAVIGNAT

Responsable du Département des **Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux**

T. TRENTESAUX

Odontologie Pédiatrique

J. VANDOMME

Responsable du Département de **Prothèses**

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 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-section Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

C.E.S Biomatériaux

C.E.S Prothèse Fixée

Docteur de l'Université Paris DESCARTES (Paris V – mention Odontologie)

Diplôme d'Habilitation à Diriger des Recherches

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la Présidence de ce Jury de thèse. Votre prodigieuse expérience inspire le respect, ainsi que vos talents de professeur. Je tiens également à vous remercier pour l'enseignement que vous m'avez apporté au cours de mes études. Soyez assuré de mes considérations et de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section Prothèses

Responsable de la Sous-Section Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et médicales Master II de l'Université de Lille 2

C'est un honneur pour moi de vous avoir dans mon jury. Je vous suis reconnaissant pour votre soutien et vos précieux conseils quand j'ai commencé la clinique. Votre disponibilité et votre implication dans le suivi des étudiants sont des qualités qui font de vous un excellent professeur. Vous incarnez pour moi un modèle. Veuillez croire en ma sincère gratitude et en mon profond respect.

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des Universités Praticien – Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Vous avez accepté de faire partie de ce jury et je vous remercie. Je garde un excellent souvenir des travaux pratiques avec vous durant mon cursus universitaire. Vous avez su éveiller en moi l'intérêt pour l'endodontie. J'espère que ce travail saura être à la hauteur de vos attentes. Veuillez y trouver la marque de mon estime la plus sincère.

Madame le Docteur Kadiatou SY

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Sous-section Réhabilitation Orale Département Dentisterie Restauratrice Endodontie
Docteur en Chirurgie Dentaire

Vous avez accepté de diriger ma thèse et je vous en suis très reconnaissant. Tout au long de ce travail, j'ai pu apprécier votre grand professionnalisme et votre disponibilité. Merci de m'avoir guidé comme vous l'avez fait, avec patience et intérêt. Les étudiants se trouvant sous votre responsabilité sont chanceux de vous avoir comme professeur. Je vous souhaite le meilleur pour votre vie professionnelle et privée. Veuillez croire en mes sincères remerciements et en mon profond respect.

Table des matières

1.INTRODUCTION.....	16
2.TECHNIQUES D'OBTURATION.....	18
2.1 Historique.....	18
2.2 Protocole commun à toute obturation.....	21
2.3 La technique monocône.....	22
2.3.1 Protocole.....	22
2.3.2 Avantages.....	23
2.3.3 Limites.....	23
2.4 La condensation latérale à froid.....	24
2.4.1 Protocole.....	25
2.4.2 Avantages.....	26
2.4.3 Limites.....	26
2.5 Condensation verticale à chaud et modifiées.....	26
2.5.1 Protocole.....	27
2.5.1.1 Technique initiale.....	27
2.5.1.2 Les techniques modifiées.....	29
2.5.2 Avantages.....	30
2.5.3 Limites.....	30
2.6 Thermomécanique	31
2.6.1 Protocole.....	31
2.6.2 Avantages.....	32
2.6.3 Limites.....	32
2.7 Techniques mixtes : Condensation latérale modifiée par thermocompactage.....	33

2.7.1 Avantages.....	33
2.7.2 Limites.....	33
2.8 Techniques avec tuteur.....	33
2.8.1 Protocole.....	34
2.8.2 Avantages.....	34
2.8.3 Limites.....	34
3.MATERIAUX D'OBTURATION.....	37
3.1 Cahier des charges.....	37
3.2 Matériaux classiques.....	39
3.2.1 Matériaux solides et semi-solides.....	39
3.2.1.1 Gutta-percha.....	39
3.2.1.1.1 Composition.....	39
3.2.1.1.2 Propriétés physico-chimiques.....	40
3.2.1.1.3 Propriétés biologiques.....	41
3.3 Ciments canalaires.....	42
3.3.1 Oxyde de zinc eugénol (ZnOe) : Pulp Canal Sealer® (PCS) de Kerr, Sealite® de Pierre Roland.....	42
3.3.1.1 Composition	43
3.3.1.2 Propriétés physico-chimiques	44
3.3.1.3 Propriétés biologiques.....	44
3.3.2 Hydroxyde de calcium: Apexit® de Vivadent, Sealapex® de SybronEndo, CRCS® de Hygenic, Obtuseal® de Septodont.....	45
3.3.2.1 Composition.....	45
3.3.2.2 Propriétés physico-chimiques.....	45
3.3.2.3 Propriétés biologiques.....	46

3.3.3 Verres ionomères : Ketac Endo® de 3M-Espe.....	46
3.3.3.1 Composition.....	46
3.3.3.2 Propriétés physico-chimiques.....	46
3.3.3.3 Propriétés biologiques.....	47
3.3.4 Silicones : Roekoseal® ou Guttaflow® de Coltène/Whaledent.....	47
3.3.4.1 Composition.....	47
3.3.4.2 Propriétés physico-chimiques.....	47
3.3.4.3 Propriétés biologiques.....	48
3.3.5 Matériaux résineux (AH plus® et Topseal® de Dentsply, EndoREZ® d'Ultradent).	49
3.3.5.1 Composition	49
3.3.5.2 Propriétés physico-chimiques.....	49
3.3.5.3 Propriétés biologiques.....	50
3.3.6 Polymères collés : Resilon®.....	50
3.3.6.1 Composition	50
3.3.6.2 Propriétés physico-chimiques.....	51
3.3.6.3 Propriétés biologiques.....	51
4. Les biocéramiques.....	53
4.1 Généralités.....	53
4.2 Le MTA.....	54
4.3 La Biodentine®.....	55
4.4 Les biocéramiques à visée d'obturation canalaire.....	56
4.4.1 Composition.....	58
4.4.2 Propriétés physico-chimique.....	60
4.4.2.1 Biocompatibilité/Cytotoxicité.....	60
4.4.2.2 Radio-opacité.....	61

4.4.2.3 Propriétés antibactériennes et pH.....	63
4.4.2.4 Étanchéité.....	68
4.4.2.5 Mouillabilité et étalement :.....	71
4.4.2.6 Temps de travail :.....	73
4.4.2.7 Temps de prise :.....	73
4.4.2.8 Viscosité :	74
4.4.2.9 Épaisseur de film	75
4.4.2.10 Solubilité.....	76
4.4.2.11 Rétraction de prise	77
4.4.2.12 Le retraitement.....	78
4.4.2.13 Coloration dentaire.....	80
4.4.2.14 Force d'adhésion	80
4.4.2.15 Résistance à la fracture	80
4.4.2.16 Forage après l'obturation avec ciment biocéramique.....	82
5.CONCLUSION.....	84

Abréviations

α : Alpha

β : Bêta

BC : Biocéramique

Ca^{2+} : ion calcium

CIRC : Centre International de Recherche sur le Cancer

EDTA : acide éthylène diamine tétraacétique

γ : Gamma

GP : Gutta-percha

H^+ : ion hydrogène

LT : Longueur de travail

Millimètres : mm

MTA : Mineral trioxide aggregate

NiTi : Nickel-Titane

PCS : Pulp Canal Sealer®

OH^- : ion hydroxyde

SAM 1 : Système Auto-Mordant en un temps

SAM 2 : Système Auto-Mordant en deux temps

1. INTRODUCTION

D'après la Haute Autorité de Santé, le traitement endodontique a pour objectif de traiter les maladies de la pulpe et du périapex. Ainsi, il permet de transformer une dent pathologique en une entité saine, asymptomatique et fonctionnelle sur l'arcade (1).

L'obturation est la dernière étape du traitement endodontique : elle constitue un des éléments clés nécessaire à la réussite du traitement (2). L'objectif principal est de sceller hermétiquement, de manière stable et permanente toute porte d'entrée bactérienne. Secondairement, elle vise à emmurer les bactéries dans les tubulis dentinaires et à supprimer tout apport de nutriments aux bactéries. Cela permet d'obtenir une cicatrisation péri-radriculaire, afin de maintenir la désinfection bactérienne dans le temps (3). Le traitement endodontique doit donc réduire suffisamment la charge bactérienne sous un seuil critique où les défenses immunitaires de l'organisme ne sont pas stimulées excessivement (4).

Les techniques actuelles de mises en forme et de désinfection canalaire ne permettent pas une stérilisation complète du canal (5–7). Les échecs en endodontie sont principalement liés à une persistance des bactéries intra-canales ou par recontamination coronaire (4). Parmi les techniques d'obturation, aucune n'a montré une supériorité par rapport aux autres en terme de pronostic à long terme. La difficulté réside dans les multiples portes d'entrées potentielles que sont les foramens, les canaux accessoires, l'espace pulpaire, les isthmes, et la cavité d'accès. Un scellement efficace doit empêcher les éléments bactériens d'accéder à l'espace pulpaire, mais aussi le combler afin d'éviter la recolonisation par les micro-organismes ayant survécu à l'alésage, à la mise en forme et à la désinfection (8).

Cependant, le développement des ciments dits biocéramiques pourrait changer notre conception de l'obturation. Ils appartiennent à la famille des silicates de calcium et contiennent du silicate bi et tricalcique. Ils possèdent des propriétés intéressantes déjà exploitées dans d'autres domaines de l'endodontie. Celles-ci pourraient potentiellement compenser les défauts des ciments actuels.

Le sujet de cette thèse portera dans un premier temps sur l'évolution des techniques d'obturations. Puis nous étudierons les propriétés des différents matériaux d'obturation disponibles actuellement dont les nouveaux ciments dits biocéramiques. Enfin, nous analyserons les résultats de la littérature sur ces sujets afin de démontrer l'intérêt potentiel de ces ciments silicate de calcium en technique monocône.

2. TECHNIQUES D'OBTURATION

2.1 Historique

L'endodontie est née en réponse à un besoin humain, celui de soulager la «rage de dent» (9).

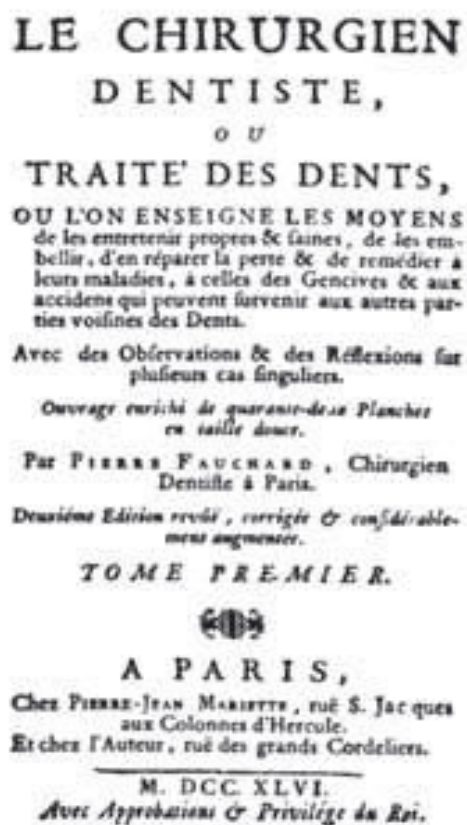


Figure 1 : Première de couverture du traité de Fauchard (9).



Figure 2 : Pierre Fauchard peut être considéré comme le père de la dentisterie moderne. XVIIIe siècle (9).

Au Moyen-Âge, la croyance populaire voulait que la carie dentaire soit causée par des vers dentaires (9).

À partir du milieu du XVIIIe siècle l'endodontie connut un essor majeur, notamment grâce à Pierre Fauchard (Figure 1, Figure 2). Il popularisa le forage et le fraisage de l'organe dentaire, afin de soulager les « rages de dents » (9).

Avant le XIXe siècle, il n'existait pas d'anesthésie dentaire efficace. Les soins dentaires longs comme le traitement endodontique ne pouvaient se réaliser de manière optimale. Les dentistes effectuaient des cautérisations de la pulpe par la chaleur, et l'utilisation de nécrosants - ammoniac, acide sulfurique etc. - était répandue (9).

L'apparition de la notion d'asepsie canalaire, le développement des premières limes - tire nerf, broche - et l'invention de la gutta-percha participèrent en premier lieu à l'essor de l'endodontie. La spécialité se développa également grâce à Bamum qui introduisit en 1862 la digue en latex comme champ opératoire (9).

La pulpectomie fut codifiée en 1862 par Hunter. Il proposait déjà une « triade endodontique » : retirer le nerf, nettoyer le canal et refermer (9).

La fin du XIXe siècle et le début du XXe siècle sont marqués par l'apparition des rayons X. Price démontra leur utilité en chirurgie dentaire en 1901 : il était désormais possible de voir dans la dent. L'anesthésie locale a été popularisé en odontologie avec Myers et Vaughan. Le silence opératoire obtenu grâce aux anesthésiques locaux permettait un geste plus long, facilité notamment par le confort du patient (9).

En 1929, les cônes d'argents apparaissent. Ils étaient très radio-opaques, bactéricides mais généraient des produits de dégradation toxiques (10–12). Ils étaient utilisés en technique monocône. De forme ronde et rigide, ils n'étaient pas adaptés à l'obturation

canalaire contemporaine. De plus, les retraitements des cônes d'argents s'avéraient être particulièrement compliqués.

Puis, les bourres pâtes de Henri Lentulo sont apparus en 1928. Ces derniers permettaient un remplissage canalaire par du ciment, avec ou sans cône d'argent. Malheureusement, le remplissage était insuffisant et la gestion des dépassements hasardeuse. Par conséquent l'herméticité apicale n'était pas obtenue (9).

Peu après la seconde guerre mondiale, en 1948, la gutta-percha s'est imposée comme le matériau de choix, face aux cônes d'argents (9).

Par la suite, en 1974, Schilder a défini sa triade du succès qui protocolisera l'endodontie: « cleaning, shaping and obturation» (13).

Le succès en endodontie moderne a donc été énoncé par ce dernier. Il repose sur le nettoyage, la mise en forme et l'obturation de manière tridimensionnelle et étanche du système canalaire (13). Une autre évolution primordiale est apparue dans les années 1980 : l'instrumentation rotative en NiTi, un alliage super-élastique à mémoire de forme (14).

Pour résumer, les techniques modernes d'obturation sont basées sur l'association d'un cône de gutta-percha et d'un ciment de scellement appelé *Sealer*. Ce dernier est utilisé comme un matériau de scellement (15). Grâce à sa fluidité, il vient combler les espaces vides, notamment ceux qui ne sont pas instrumentés lors de la mise en forme du canal radiculaire (Figure 3) (16).

Après avoir étudié les grandes lignes de l'obturation canalaire, nous parlerons de la plus ancienne des techniques, la technique monocône. Nous aborderons ensuite les techniques modernes reposant sur la compaction de la gutta-percha, soit latéralement, soit verticalement. Enfin, nous verrons les techniques avec tuteur.

2.2 Protocole commun à toute obturation

Quelle que soit la technique employée, la première étape consiste à choisir et à ajuster apicalement un cône de gutta-percha principal, appelé maître cône. L'ajustage est une des clés du succès de l'obturation canalaire. Il est fonction de la conicité et du diamètre du dernier instrument de la préparation (17).

Pour une obturation à froid, les cônes calibrés sont indiqués, ils peuvent être spécifiques à des instruments de préparation canalaire tel que le cône de gutta-percha Reciproc®. Pour une obturation à chaud, les cônes non standardisés medium et large par exemple, les cônes à conicité accentuée ou les cônes systèmes peuvent être utilisés. L'ajustage du maître cône est effectué en présence d'hypochlorite de sodium dans les canaux, pour son effet lubrifiant (8,15).

L'ajustage est vérifié par un ensemble de tests cliniques, tactiles et radiographiques (8,15) :

- A l'insertion du maître cône dans le canal, il doit glisser jusqu'à 0.5 millimètres (mm) de la Longueur de Travail (LT), avec une friction sur les 2-3 derniers millimètres de la préparation canalaire : c'est le critère visuel.
- L'adaptation est ensuite vérifiée en poussant légèrement le cône, puis en le retirant avec des précelles. Si l'ajustage est bon, il doit y avoir une sensation de résistance au retrait, appelée "tug-back" : c'est le critère tactile.
- Enfin, le cône de gutta-percha doit atteindre la longueur de préparation sur la radiographie rétro-alvéolaire : c'est le critère radiographique.

Les problèmes que nous pouvons rencontrer sont (8,15):

- Une sensation de friction avant que le cône atteigne les 2 derniers millimètres apicaux, ou une sensation de friction prolongée lors du retrait du cône notamment lorsque la conicité du cône est supérieure à celle de la préparation canalaire. Dans ce cas, la condensation entraîne l'extrémité du cône au-delà de l'apex et le joint du ciment est plus épais au niveau apical : il faut augmenter la conicité de la préparation canalaire.
- Un ajustage trop court : il faut revoir la préparation canalaire, ou vérifier l'absence de bouchon dentinaire apical avec une lime de perméabilité.
- Un ajustage trop long : le cône dépasse alors du foramen. Il faut soit prendre un cône de diamètre supérieur, ou bien adapter l'extrémité du cône avec une règle de calibre (8).

Lorsque l'ajustage est correct, le canal est séché avec des pointes de papier stériles et la gutta-percha est immergée dans une solution d'hypochlorite de sodium utilisée durant la préparation pendant au moins 1 minute (18).

2.3 La technique monocône

2.3.1 Protocole

Il est recommandé d'enduire les parois canalaires de ciment de scellement grâce au maître cône lui-même. Il est possible d'utiliser un lentulo anciennement "bourre-pâte", qui agit en propulsant le ciment vers le tiers apical. Cependant, son utilisation est déconseillée (19). Elle peut être à l'origine d'une fracture instrumentale et il apporte souvent une quantité trop importante de ciment pouvant générer des

dépassements de ciments aux conséquences importantes en cas de proximité d'éléments anatomiques comme le nerf alvéolaire inférieur ou le sinus maxillaire par exemple (20). Une fois le cône inséré à la LT, il est sectionné coronairement sans être compacté. Les excès sont ensuite retirés (8,15).

2.3.2 Avantages

La technique monocône reste aujourd'hui la technique la plus utilisée car elle est rapide et d'apparence facile. Son coût est faible et elle ne nécessite pas de matériel supplémentaire (9).

2.3.3 Limites

Seule la technique monocône a montré des résultats inférieurs par rapport aux autres techniques avec les ciments historiques (16,21). En effet, elle est difficilement contrôlable et reproductible. La capacité de scellement apical d'un cône unique, est obtenue par la concordance entre la dernière lime employée et le cône de gutta-percha correspondant. Cependant, dans les tiers moyen et coronaire, le cône ne s'adapte pas parfaitement aux parois du canal, souvent ovoïdes. L'espace restant est comblé par du *sealer* ou reste vide. La quantité de ciment est donc souvent importante en coronaire (22). Malheureusement, les matériaux de scellement actuellement employés résistent mal à la dissolution dans le temps. De plus, la rétraction de prise étant importante, il y a un manque d'étanchéité à moyen terme (15).

Elle ne permet pas une obturation tridimensionnelle dense, étanche et durable avec les anciens ciments, donc le scellement n'est pas aussi fiable que les autres

techniques (21,22). Enfin, il est impossible de faire un ancrage radiculaire immédiat (8).

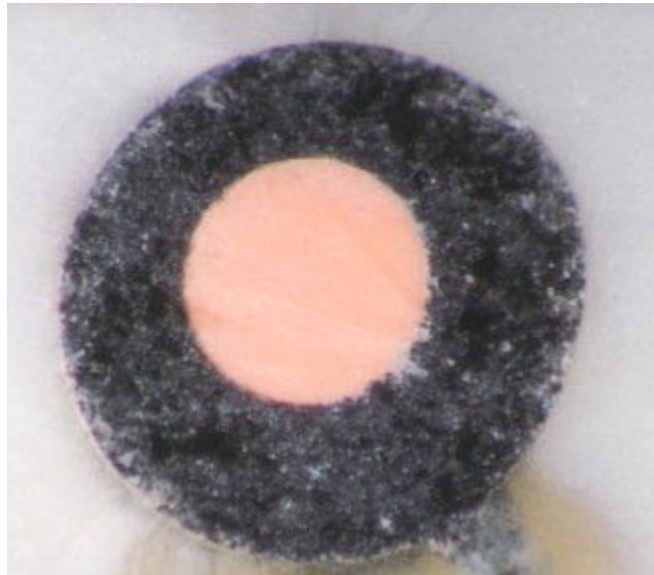


Figure 3 : Coupe horizontale à 6mm de l'apex d'une dent obturée par technique monocône . En noir le ciment endodontique qui est amené à se déliter dans le temps (16).

2.4 La condensation latérale à froid

Cette technique compacte latéralement le cône de gutta-percha appelé maître cône avec des fouloirs latéraux - les *spreaders* - puis remplit l'espace ainsi créé par des cônes de gutta-percha dits accessoires (15).

2.4.1 Protocole

Les *spreaders* sont testés afin de choisir celui de plus gros diamètre descendant à la LT moins 2 mm ; il ne doit pas entrer en interférence avec les parois radiculaires (le contact pouvant entraîner une fracture radiculaire par effet coin). Cela nous permet de choisir le *spreader* de plus gros diamètre et les *spreaders* de tailles inférieures.

Le canal est ensuite séché avec des pointes de papier stériles, puis le maître cône enduit de ciment est inséré jusqu'à la LT moins 0.5 mm.

Le premier compactage latéral vise à condenser le tier apical radiculaire. Le *spreader* choisit doit donc descendre, sans pression excessive, le plus loin possible, entre la paroi et le cône de gutta-percha. Il est ensuite pressé contre la paroi en direction apicale, puis retiré par mouvements de rotation afin de ne pas retirer le cône. Si le fouloir ne pénètre pas jusqu'à la longueur voulue, l'opération est répétée avec un fouloir de taille immédiatement inférieure et ce jusqu'à ce que le fouloir atteigne la LT moins 2 mm.

Les cônes de gutta-percha accessoires sont enduits de ciment puis insérés dans l'espace créé qui correspond à la dimension du dernier *spreader* utilisé puis l'opération est répétée jusqu'à l'obturation complète du canal. Il faut donc connaître la correspondance entre *spreader* et cône de gutta-percha.

Les cônes de gutta-percha sont ensuite sectionnés à l'entrée canalaire avec un *heat-carrier* chauffé au rouge puis ils sont condensés avec un fouloir manuel long classique, à extrémité plate, le *plugger*, qui exerce une pression verticale jusqu'à leur refroidissement (9,15).

2.4.2 Avantages

C'est une technique considérée comme efficace, facile d'utilisation et donc reproductible. Elle sécurise le risque de dépassement (8).

2.4.3 Limites

Cette technique est longue à mettre en œuvre et la densité de remplissage peut être moins efficace dans les 2/3 coronaires. Elle peut entraîner des fractures radiculaires par effet coin (8).

2.5 Condensation verticale à chaud et modifiées

Il s'agit d'une technique décrite par Schilder en 1967 (23). Parmi ses dérivées, la principale est le compactage vertical en une vague de Buchanan, décrite en 1994 (24).

Schilder et l'école Américaine sont de fervents partisans de la gutta chaude. En effet, un des buts de leur obturation est d'obtenir un maximum de gutta et un minimum de ciment. Historiquement, ils considéraient que la gutta chaude remplissait le mieux ce rôle.

Là encore les instruments réchauffeurs *heat-carriers* sont utilisés pour réchauffer le cœur de la gutta-percha et les *pluggers* quant à eux sont utilisés à froid.

Le principe repose sur l'augmentation de la pression par phases successives de réchauffage-compactage qui vont pousser la gutta-percha et le ciment apicalement et latéralement, afin d'obtenir une obturation tridimensionnelle.

Le cône de gutta-percha doit donc être ajusté et présenter une conicité importante, afin de diminuer l'épaisseur du joint de ciment et ainsi permettre de pousser le ciment dans les variations anatomiques du système canalaire (9,15,19).

2.5.1 Protocole

2.5.1.1 Technique initiale

La première étape consiste en l'obturation du tiers apical par la création d'un bouchon apical. Pour cela, Schilder explique que les *pluggers* doivent être essayés dans le canal et dès qu'ils entrent en contact avec les parois canalaires, un stop en silicone note leur pénétration maximale à ne pas dépasser. En effet, il existe un risque de fracture radiculaire par effet coin si le fouloir rentre en contact avec les parois ainsi qu'un risque de lésion du desmodonte par élévation de température (15).

La pénétration du fouloir de plus petit diamètre doit permettre d'atteindre la LT moins 4 ou 5 mm. Pour deux fouloirs atteignant la longueur désirée, celui de plus grand diamètre doit être privilégié. Les 2 fouloirs de diamètres supérieurs permettront ensuite d'obturer les tiers médian et coronaire. Le stop en silicone va objectiver la pénétration maximale comme précédemment (15).

Lors de la première phase, le cône de gutta-percha est essayé et son ajustage est validé par un *tug-back*. Il est ensuite badigeonné de ciment puis inséré à la LT. La partie hors du canal est sectionnée par le *heat-carrier* de plus gros diamètre et le *plugger* correspondant foule le cône dans le canal.

Le *heat-carrier* est ensuite réchauffé, plongé dans le cône de gutta-percha jusqu'à la longueur permise puis après refroidissement retiré du canal avec l'éviction d'une

portion de gutta-percha. Enfin, le fouloir correspondant compacte la gutta-percha dans le canal. Les cycles de réchauffage-compactage se poursuivent, avec à chaque fois l'éviction d'une portion de gutta-percha (23).

A chaque phase, l'opérateur doit maintenir une pression apicale en attendant le refroidissement de la gutta-percha pour éviter les phénomènes de rétraction. Lorsqu'un *heat-carrier* atteint sa limite de pénétration maximale, il faut passer au suivant de diamètre inférieur et ainsi de suite. La phase de descente s'arrête lorsque le *heat-carrier* atteint la longueur de travail moins 5 mm. Elle permet l'obturation des espaces latéraux et aboutit à la formation d'un bouchon apical de gutta-percha (23). Une radiographie per-opératoire peut être réalisée afin de vérifier la qualité du bouchon apical (15).

Le deuxième phase consiste en la remontée ou *Back-fill*. Elle peut être réalisée de deux manières :

- En injectant de la gutta-percha réchauffée par un système prévu à cet effet. L'aiguille de l'appareil est insérée dans le canal jusqu'au contact du bouchon apical. Elle est maintenue en place trois secondes afin de réchauffer la partie coronaire du bouchon, puis la gutta-percha est injectée en maintenant l'aiguille au même niveau, sans pression, jusqu'à ce que la pression de la gutta-percha repousse l'aiguille. Un *plugger* est ensuite utilisé pour compacter la gutta-percha au niveau de l'entrée canalaire, jusqu'à refroidissement (15).
- En insérant directement des cônes ; l'obturation est réalisée par thermocompactage mécanique à l'aide d'un gutta-condenseur de gros diamètre, à 5000-8000 tours par minutes (tr/min) (15).

2.5.1.2 Les techniques modifiées

Les techniques dérivées sont la technique de compactage verticale centrée en vague unique, ou technique de Buchanan qui porte également le nom de *System B*, à cause de la popularité du matériel initialement créé pour la mise en œuvre de cette technique (24). L'appareil permet à la fois la phase de descente et la phase de remontée. A l'heure actuelle d'autres systèmes permettent la mise en œuvre de la technique. Ils diffèrent par l'ergonomie - avec ou sans cordon -, le nombre de fouloirs disponibles et la source d'alimentation : batterie ou branchement sur secteur. Cette technique est comparable à la technique verticale à chaud, cependant, la phase de descente s'effectue en une seule fois, elle ne nécessite donc qu'un seul couple *heat-carrier – plugger* (15).

Il existe également la technique de compactage vertical centré en technique hybride, qui est une variante de la technique en vague unique. Elle se rapproche de la technique de Schilder originelle en reproduisant des cycles réchauffage-compactage (15).

Il est possible d'utiliser un système par injection de gutta chaude uniquement, tel que l'Obtura II® qui est un pistolet présentant de la gutta-percha sous forme de cylindre à l'intérieur, amenée à une température prééglée. En appuyant sur la détente, le praticien injecte la gutta-percha ramollie par une aiguille de calibre déterminé au préalable, qu'il insérera proche de la LT. L'injection doit repousser la main du praticien jusqu'à ce que le canal soit intégralement obturé par la gutta-percha. Puis le praticien pourra compacter l'entrée canalaire par un *plugger* conventionnel (15).

Le système Ultrafill 3D® ne diffère que par le conditionnement de la gutta-percha qui est présentée sous forme de capsule qu'on réchauffe dans un *heater*. Une fois

chauffée, elle est introduite dans la seringue, puis le même protocole que pour l'Obtura II® est effectué (15).

2.5.2 Avantages

La technique de gutta chaude est la référence en endodontie. Elle permet un contrôle des dépassements, une obturation tridimensionnelle sur toute la longueur du système canalaire, un ancrage immédiat et elle est fiable. De plus, il est impossible d'avoir une fracture instrumentale. Enfin, elle peut être rapide avec les techniques modifiées (8).

2.5.3 Limites

Elle est difficile à appliquer en omnipratique car elle nécessite du matériel satellite onéreux comme un microscope opératoire et le matériel type Elements free® et peut également être longue. Les courbures importantes survenant avant les 5 mm apicaux ne permettent pas l'obturation tridimensionnelle du tiers apical. Enfin, il existe un risque de fracture radiculaire et d'échauffement du desmodonte (8).

En 2012, Schäfer et al. publient une étude analysant le pourcentage de vide, de ciment et de gutta-percha dans des racines courbées obturées par différentes techniques. Il semblerait que la condensation verticale à chaud ne soit pas supérieure à la condensation latérale à froid concernant le ratio gutta-percha/ciment, malgré le temps significativement plus élevé pour la réaliser (25).

2.6 Thermomécanique

Le principe est de chauffer et ainsi ramollir le cône de gutta-percha par friction contre les parois canalaires grâce à la rotation d'un instrument spécial appelé thermocompacteur, tournant entre 5000 et 8000 tr/min (15,26).

2.6.1 Protocole

Les premiers points à contrôler sont le sens et la vitesse de rotation. La rotation se fait impérativement dans le sens horaire. Nous choisissons pour compacteur celui qui présente le plus gros diamètre et qui pénètre à la LT. Le sens de rotation est vérifié à l'extérieur du canal afin que le thermocompacteur remonte et ne se visse pas dans la dent lors de sa mise en route. Un cône de gutta-percha est inséré enduit de ciment de scellement et son ajustage est vérifié. Le thermocompacteur est quant à lui inséré latéralement au cône de gutta-percha jusqu'à son blocage. Il est ensuite mis en rotation, maintenu en place jusqu'à ce que la gutta-percha se réchauffe et ramollisse. Dès que la plastification du cône commence, le thermocompacteur est poussé apicalement, sans forcer, jusqu'à atteindre la LT moins 1.5 mm maximum. La compaction de gutta-percha va ensuite repousser la main de l'opérateur qui se laissera guider. Cette étape ne doit pas dépasser huit secondes afin de ne pas élever la température dangereusement pour le desmodonte. Il est déconseillé d'effectuer des mouvements de pompage sur les apex ouverts et larges (15).

2.6.2 Avantages

Rapide à mettre en œuvre cette technique nécessite peu de matériel et représente un faible coût. Elle permet une obturation tridimensionnelle autorisant un ancrage immédiat si nécessaire (8).

2.6.3 Limites

Cette technique nécessite un apprentissage car elle ne permet pas un contrôle parfait des dépassements de matériaux. Un échauffement est possible et la fracture du condensateur est relativement fréquente. De plus, les canaux avec des courbures sévères ne sont pas toujours obturés convenablement. C'est pourquoi elle est source de stress pour la majorité des dentistes et peut être dangereuse pour un praticien peu expérimenté (8).

2.7 Techniques mixtes : Condensation latérale modifiée par thermocompactage

La première étape consiste en une condensation latérale à froid afin d'obturer le tiers apical. L'obturation des 2/3 restant se fait grâce au thermocompacteur (27).

2.7.1 Avantages

Cette technique est plus simple à mettre en œuvre, même pour un praticien inexpérimenté. Elle est fiable et reproductible car elle permet la sécurisation de l'obturation du tiers apical. Elle permet l'obturation des canaux avec courbures modérées et reste économique. L'efficacité et la sécurité sont associées pour le 1/3 apical et la rapidité dans les 2/3 coronaires. Le risque de dépassement ou de fracture instrumentale est diminué (8).

2.7.2 Limites

Les inconvénients sont liés à la durée significativement plus longue par rapport aux autres techniques et à l'obturation du tiers apical à froid, qui ne permet pas systématiquement une obturation tridimensionnelle avec un minimum de ciment (8).

2.8 Techniques avec tuteur

Le système le plus connu est le Thermafil® créé par Ben Johnson en 1978 (28). Il est maintenant constitué d'un tuteur en plastique recouvert de gutta-percha en phase alpha (α). Le système est composé d'un *verifier*, d'un obturateur : le Thermafil®, d'un four : ThermaPrep® Plus, d'une fraise : la Therma-Cut® permettant de couper le tuteur à l'entrée canalaire, ainsi que des forets spéciaux permettant la réalisation d'un logement canalaire (15).

Le *verifier* est une lime en nickel titane, de conicité 4% et de dimension ISO. Il permet de vérifier la conicité de la préparation et n'est pas recouvert de gutta-percha. L'obturateur

Thermafil® est constitué d'un tuteur en plastique qui est lui recouvert de gutta-percha en phase α , de conicité 4% ; son diamètre correspond à la norme ISO. Le tuteur comporte une gouttière facilitant le retrait ou permettant la mise en place d'un ancrage radiculaire. D'autres obturateurs reprennent ce principe et sont sur le marché, tels que le Soft Core® de Kerr ou Hérofill® de Micro Mega® (15).

Cependant, une évolution majeure est apparue avec le Gutta Core®. Le tuteur en plastique est remplacé par un tuteur en gutta-percha synthétique en phase bêta (β), qui permet une liaison chimique avec la gutta-percha α (15).

2.8.1 Protocole

Le *verifier* doit atteindre la LT avec une friction douce. Celle ci est reportée sur l'obturateur grâce au stop en caoutchouc, puis il est introduit dans le four. Ce dernier est préchauffé pendant 15 minutes avant l'obturation. Le canal est séché par des pointes de papiers stériles. Une goutte de ciment de scellement est appliquée à l'entrée canalaire. Une fois l'obturateur chauffé par le four, il est introduit avec un mouvement doux jusqu'à la LT. Puis, le praticien exerce une légère force sur l'obturateur jusqu'au refroidissement. Enfin, il suffit de couper l'obturateur avec la fraise Therma-cut® à l'entrée du canal (15).

2.8.2 Avantages

C'est une technique fiable, reproductible, facile à apprendre dont la durée d'obturation est très réduite. L'obturation est tridimensionnelle sur l'ensemble de la longueur du canal et il ne peut pas y avoir de fractures instrumentales. Elle est particulièrement indiquée pour les canaux étroits, avec de fortes courbures. Enfin, l'utilisation du Gutta Core® permet un retraitement facilité par l'absence du tuteur en plastique (8).

2.8.3 Limites

C'est la technique qui coûte le plus cher en consommable. Le risque d'extrusion de matériaux est important (29). De plus, elle semble être à l'origine de douleurs post-opératoires (29,30).

Chaque technique d'obturation canalaire possède des avantages et des inconvénients (Tableau 1) (8). Les techniques utilisant la gutta-percha réchauffée semblent meilleures à long terme (23). Cependant, elles ne sont pas toujours applicables en omnipratique au cabinet dentaire.

La technique monocône reste très utilisée de part son apparente facilité d'utilisation. Cependant, elle ne permet pas une obturation tridimensionnelle, reproductible et étanche dans le temps. Elle devrait être proscrite. Cette technique pourrait bénéficier de nouveaux matériaux permettant de combler les lacunes propres à la technique. Nous allons maintenant étudier les matériaux d'obturations disponibles afin de voir si l'un d'eux répondrait aux critères recherchés.

Tableau 1 : Synthèse des avantages et inconvénients des différentes techniques

Techniques	Avantages	Inconvénients
Monocône	Très rapide Simple Aucun coût supplémentaire	Obturation non tridimensionnelle Rapport ciment/gutta défavorable Manque de densité
Latérale à froid	Aucun coût supplémentaire Contrôle des dépassements Rapport ciment/gutta favorable	Longue Pas d'ancrage radiculaire immédiat Risque de fracture par effet coin Apprentissage nécessaire
Technique "mixte"	Contrôle des dépassements Peu de matériel Rapide Ancrage radiculaire possible Rapport gutta/ciment favorable	Longue Apprentissage nécessaire Risque de fracture radiculaire Correspond à un cône scellé à l'apex
Verticale à chaud	Contrôle des dépassements Gutta chaude Tridimensionnelle Ancrage immédiat	Longue Apprentissage nécessaire Matériel supplémentaire Risque de fracture par effet coin
System B	Contrôle des dépassements Gutta chaude Rapide Tridimensionnelle Ancrage radiculaire possible	Instrumentation spécifique Matériel onéreux Coût initial Apprentissage nécessaire Échauffement desmodontal possible
Thermomécanique	Gutta chaude Tridimensionnelle Rapide Ancrage immédiat Coût faible	Apprentissage nécessaire Stressant Fracture condenseur Dépassement possible Échauffement desmodontal possible
Système à tuteur (plastique)	Contrôlable Gutta chaude Tridimensionnelle Très rapide Facile	Instrumentation spécifique Matériel onéreux Ancrage radiculaire difficile Risque de n'avoir que le tuteur en apical
Système à tuteur (Gutta Core)	Contrôlable Gutta Chaude Tridimensionnelle Très rapide Facile Désobturation facilitée	Instrumentation spécifique Matériel onéreux Coût très élevé Ancrage différé

3. MATERIAUX D'OBTURATION

La plupart des techniques utilisent de la gutta-percha réchauffée ou condensée. Elle a pour défaut majeur de ne pas adhérer naturellement à la dentine. Un ciment de scellement agit comme lubrifiant et permet de former un joint entre la dentine et le cône de gutta-percha (31).

Quel que soit le matériau utilisé, il faut souligner l'importance de la mise en forme et de la désinfection. En effet, les matériaux n'étant pas parfaitement étanches, l'obturation ne peut pallier aux insuffisances des étapes précédentes (8,15).

3.1 Cahier des charges

Pour réaliser l'obturation, les matériaux utilisés doivent répondre à des exigences. Elles ont été décrites il y a plus de 70 ans par Grossman et n'ont cessées d'évoluer depuis.

D'après Grossman, les propriétés idéales sont les suivantes (Tableau 2) (15,32):

Tableau 2 : Les propriétés idéales des ciments et matériaux de comblement canalaire d'après Grossman.

Ciments	Matériau de comblement canalaire
Biocompatibilité	Facilement manipulable, avec un temps de travail suffisamment long
Radio-opaque	Stabilité dimensionnelle avec absence de rétraction à l'insertion
Propriétés antibactériennes, ou au moins bactériostatiques	Sceller le canal apicalement et latéralement, s'adaptant à l'anatomie complexe canalaire
Permettre un scellement hermétique	Non irritant pour les tissus périapicaux
Pas de rétraction de prise	Imperméable à l'humidité et non poreux
Pas de coloration des structures dentaires	Non affecté par les fluides tissulaires, absence de corrosion ou d'oxydation
Avoir un temps de prise suffisamment long	Inhibiteur de la croissance bactérienne
Être adhérent afin de permettre une bonne adhésion avec les parois canalaire	Radio-opaque et facilement discernable sur les radiographies
Insoluble dans les fluides tissulaires	Ne colore pas les structures dentaires
Soluble dans un solvant commun s'il est nécessaire de retirer l'obturation radiculaire	Facilement retiré du canal si nécessaire
	Stérile ou stérilisable

3.2 Matériaux classiques

3.2.1 Matériaux solides et semi-solides

Il s'agit du cône d'argent, introduit par Jasper en 1933 qui revendiquait que les cônes d'argents avaient le même taux de succès que la gutta-percha, tout en étant plus facilement utilisables (33).

Leur rigidité facilitait leur mise en œuvre et permettait un meilleur contrôle de la LT. Il pensait qu'ils possédaient un effet oligodynamique – effet toxique des ions métalliques sur les cellules à l'intérieur de la racine – qui aurait permis un effet antibactérien. Cependant, les cônes d'argents se corrodent au contact de la salive et des fluides tissulaires. Les produits de la corrosion sont cytotoxiques et pourraient être responsables d'inflammations, de pathologies et/ou empêcher la guérison périapicale. De plus, les cônes d'argents ne peuvent pas remplir l'anatomie complexe radiculaire ayant pour conséquence l'apparition de nombreuses percolations (11,12,34).

Enfin, les difficultés pour la chirurgie endodontique et l'impossibilité de mettre un tenon sont problématiques cliniquement (35).

Ainsi, l'Association Américaine des Endodontistes (AAE) a recommandé d'arrêter l'utilisation des cônes d'argent depuis 2013 (35).

La gutta-percha est donc aujourd'hui le principal matériau d'obturation.

3.2.1.1 Gutta-percha

3.2.1.1.1 Composition

La gutta-percha est une résine extraite du Palaquium, un arbre de Malaisie (8,36). Elle a été introduite en 1867 par Bowman et Hill en endodontie (9). Elle est encore aujourd'hui l'élément clé de notre obturation.

Sa formule chimique $(C_5H_8)_n$ s'articule autour d'une double liaison carbone-carbone sous forme d'un isomère trans. La forme trans est plus rigide et donc plus cassante que l'isomère cis. Sa composition est variable suivant les fabricants. La gutta-percha naturelle constitue 20 à 25%, l'oxyde de zinc entre 60 et 65%, le sulfate de baryum 11%, enfin le colophane la cire et les colorants représentent quant à eux 4% de la composition totale d'un cône de gutta-percha dentaire.

Selon le traitement thermique, la gutta-percha se trouve sous deux structures cristallines : la forme β (bêta) rigide et cassante et la forme α (alpha) souple, fluide et collante (36). C'est en la réchauffant et en la compactant que l'on exploite au mieux ses propriétés (23).

3.2.1.1.2 Propriétés physico-chimiques

Les cônes sont sous forme β pour les températures inférieures à 40-50 degrés. Ils passent sous forme α , souple et fluide à des températures supérieures. Au dessus de 80 degrés Celsius, les cônes de gutta-percha prennent une forme amorphe non cristalline, appelée gamma (γ) (8).

Les conditions de refroidissement déterminent si la gutta-percha recristallise sous forme α ou sous forme β . Les changements de phases se traduisent par des changements de volumes non négligeables. Il faut donc maintenir une pression verticale pendant le temps de refroidissement de la gutta-percha (8).

La plasticité des cônes de gutta-percha permet une bonne insertion endocanalaire. Elle est suffisamment rigide pour être insérée. Cependant, elle est également déformable donc condensable à froid et encore plus à chaud. La condensation des cônes de gutta-percha se fait par écrasement sans perte de volume. Il n'y a pas d'effet élastique car l'élasticité de la gutta-percha est très faible. Leur plasticité dépend de la quantité d'oxyde de zinc et des différentes cires incorporées. Les cônes de gutta-percha s'oxydent à l'air et deviennent cassants par cristallisation : ils sont de préférence conservés au frais et à l'obscurité(8).

La gutta-percha sous forme α doit être manipulée avec des seringues ou des supports afin d'être injectée dans le canal. C'est également la forme α qui recouvre les tuteurs en plastique (Thermafil®) (8).

Grâce à sa faible conductibilité thermique, il n'y a pas de modification de phase dans la zone strictement apicale - le fouloir étant amené à LT-5 mm – lors d'une condensation verticale à chaud. C'est un avantage d'un point de vue volumique et cela permet également d'avoir un rythme régulier de réchauffement. Pour les techniques avec de la gutta-percha préchauffée, il faut respecter scrupuleusement les temps de chauffe indiqués par le fabricant (15).

3.2.1.1.3 Propriétés biologiques

La gutta-percha n'est pas stérilisable à chaud. Il faut la désinfecter à l'hypochlorite de sodium de concentration comprise entre 2.5 et 5.25% pendant une minute avant son insertion canalaire. L'oxyde de zinc la rend impropre à la colonisation bactérienne (8,31,36).

Ses propriétés biologiques sont satisfaisantes pour les tissus péri-apicaux, du fait de sa stabilité dans les fluides biologiques. La gutta-percha est en effet insoluble, imperméable, non résorbable et non irritante (8).

Sa désobturation est facile, elle peut être effectuée mécaniquement et également grâce à des solvants : l'essence d'orange, le chloroforme, l'essence de térébenthine, l'eucalyptol (15).

La gutta-percha ne possède aucune adhérence propre à la dentine, sa mouillabilité dentinaire est faible et ne permet pas l'obturation des variations anatomiques. Sa fluidité étant limitée, il faut l'utiliser avec un ciment. Ce dernier permet de limiter la pénétration bactérienne ainsi que l'adhésion à la dentine (Figure 4) (37).

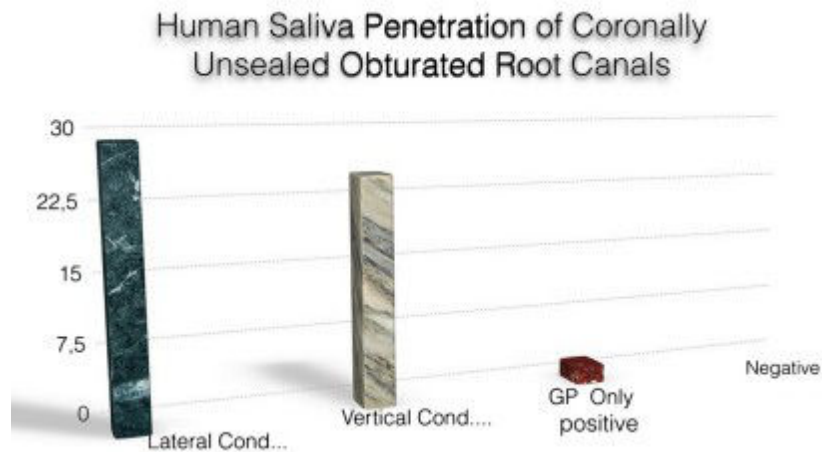


Figure 4 : La pénétration salivaire canalaire selon la méthode d'obturation. En absence de matériau d'obturation, la gutta-percha ne limite pas la pénétration bactérienne (37).

3.3 Ciments canalaires

3.3.1 Oxyde de zinc eugéol (ZnOe) : Pulp Canal Sealer® (PCS) de Kerr, Sealite® de Pierre Roland

Les pâtes et ciments à l'oxyde de zinc eugéol font partie des ciments les plus anciens. Actuellement, ils sont encore les plus utilisés dans un cabinet dentaire (15).

Ils ont été utilisés seuls et en association avec un matériau en cœur d'obturation (cône d'argent, cône de résine, cône de gutta-percha) (15).

3.3.1.1 Composition

Ils sont préparés sur la base de deux formules, la formule de Rickert et celle de Grossman (15).

Pour les formules plus récente, la poudre est généralement composée de :

- 40 à 45% d'oxyde de zinc qui apportent la masse.
- 25 à 30% d'argent qui prodiguent radio-opacité.
- 16% de résine colophane qui assurent la stabilité dimensionnelle.
- 12% de di-iodothymol qui est légèrement antiseptique, apportent consistance et fluidité.

Le liquide est majoritairement composé d'eugénol à 80% et d'environ 13% de baume du Canada (8,15).

Les adjuvants pour la formule de Grossman sont (15):

- De la résine (stabilité dimensionnelle/adhésion).
- Du carbonate de bismuth (temps de prise).
- Du sulfate de baryum (radio-opacité).
- Du borate de sodium (temps de prise).

Ils n'ont pas de poudre d'argent car elle est responsable de colorations des tissus dentaires.

A noter qu'ils peuvent contenir des anti-inflammatoires et/ou un antiseptiques pour compenser des défauts d'asepsie et d'antisepsie ou pour diminuer les douleurs post-opératoires. Cependant, aucune étude n'a prouvé leurs contributions. Ils sont même déconseillés (15).

Cette catégorie de ciment canalair est composée essentiellement d'oxyde de zinc et d'eugénol. La réaction est une chélation : le zinc fixe deux molécules d'eugénol qu'il relie.

Le rapport liquide/poudre est de 4/1 environ. Le praticien peut rendre le ciment plus fluide en utilisant un excès d'eugénol. Cet excès restera noyé dans la masse puis se libérera progressivement (38). Le praticien peut également rendre le ciment plus ferme en utilisant un excès d'oxyde de zinc qui restera lui aussi noyé dans la masse. La réaction peut se produire également avec l'oxyde de zinc composant le cône de gutta-percha, améliorant ainsi la continuité entre le cône et le ciment de scellement (15).

3.3.1.2 Propriétés physico-chimiques

Le temps de prise est de 24 heures à 37 degrés Celsius. Il est accéléré par la chaleur. Il existe des formules avec un temps de travail allongé permettant une mise en place facilitée. Ils ont une étanchéité comparable aux autres ciments en général (39).

De même, comme tous les ciments, ils ont une rétraction à la prise. Lorsqu'ils sont solubilisés, ils libèrent de l'eugénol et des ions zinc. Leur solubilité leur confère un caractère antiseptique, mais provoque une perte d'étanchéité à terme, proportionnelle à l'épaisseur de ciment avec un risque d'infiltration (40).

3.3.1.3 Propriétés biologiques

L'eugénol libre est toxique à concentration élevée (41) mais il a des propriétés antiseptiques et analgésiques à concentration plus faible (42). C'est pourquoi le ciment doit être de consistance épaisse: il doit pouvoir être étiré sur 1 cm de la plaque de verre à la spatule à ciment (15).

Ces ciments possèdent des propriétés bactéricides dues à l'oxyde de zinc, au relargage d'eugénol, au colophane et au thymol (42,43). Ils n'empêcheraient pas la pénétration bactérienne mais limiteraient la pénétration de toxines (44,45).

Ils provoquent une réaction inflammatoire lorsqu'ils sont implantés chez l'animal(46). Cependant, celle-ci diminue avec le temps (47). De plus, ils permettent une bonne cicatrisation péri-apicale lorsqu'ils sont utilisés en ciment endodontique. Par contre, si l'eugénol est en excès, il est irritant pour le péri-apex (48) et peut être responsable d'allergies (49,50).

3.3.2 Hydroxyde de calcium: Apexit® de Vivadent, Sealapex® de SybronEndo, CRCs® de Hygenic, Obtuseal® de Septodont

3.3.2.1 Composition

Ils sont disponibles sous forme pâte-pâte en général et ont été élaborés sur la base des propriétés de l'hydroxyde de calcium. Le catalyseur contient une résine obtenue à partir de l'acide salicylique. La base contient de l'oxyde de calcium et/ou de l'hydroxyde de calcium ainsi que de l'oxyde de zinc. Ils peuvent être constitués avec des adjuvants : du dioxyde de silicone, un fluidifiant, du trioxyde de bismuth, un radio-opacifiant et de la résine, un fluidifiant également. Leur réaction de prise aboutit à un hydroxyde de calcium pris dans une matrice résineuse (15).

3.3.2.2 Propriétés physico-chimiques

Le ciment libère des ions hydroxydes (OH⁻) et des ions calciums (Ca²⁺) (51). Ces propriétés mécaniques sont faibles. L'inconvénient majeur de ces ciments est leur dissolution dans les fluides tissulaires aboutissant à une perte d'étanchéité à long terme (39,52).

3.3.2.3 Propriétés biologiques

L'augmentation de pH est censée favoriser la cicatrisation par la formation de néo-cément et en exerçant une action anti-septique. Cependant, le pouvoir tampon de la dentine du fait de l'hydroxyapatite limite la diffusion des ions OH⁻ et d'ions hydrogènes (H⁺) (53). Ainsi, les ions OH⁻ ne modifient pas le pH au niveau du ciment (51).

Les taux de succès à 3 et 4 ans sont comparables aux ciments oxyde de zinc eugénol (54).

3.3.3 Verres ionomères : Ketac Endo® de 3M-Espe

3.3.3.1 Composition

La poudre contient un fluoro-alumino-salicate de calcium, ainsi qu'un radio-opacifiant. Le liquide est un acide polycarboxylique. Leur réaction de prise est une réaction de type acide-base (15).

3.3.3.2 Propriétés physico-chimiques

Ils ont comme avantage d'adhérer naturellement à la dentine. Ils présentent une désintégration et une solubilité importante qui aboutissent à une perte d'étanchéité (55). Leur résistance mécanique est bonne, même en faible quantité. Cependant, leur sensibilité à l'humidité constitue leur inconvénient principal et leur acidité initiale ralentit la réparation tissulaire. Leur désobturation étant particulièrement difficile, elle peut être responsable de fractures radiculaires secondaires. Enfin, ces verres ionomères ne présentent aucune adhésion naturelle à la gutta-percha (15).

3.3.3.3 Propriétés biologiques

Ils libèrent naturellement du fluor, ce qui leur confère un effet bactéricide immédiat (56). Cependant, cette libération diminue avec le temps. Par ailleurs, ils sont très toxiques lors du mélange. Cette toxicité liée à la présence d'acide diminue avec le temps et disparaît lors de la prise complète (57,58). Ils présentent une bonne biocompatibilité lorsqu'ils sont implantés chez l'animal (59).

3.3.4 Silicones : Roekoseal® ou Guttaflow® de Coltène/Whaledent

3.3.4.1 Composition

Ils sont à base de polydiméthylsiloxane (15).

3.3.4.2 Propriétés physico-chimiques

Les silicones présentent une étanchéité comparable à celle des ciments à base de résine, ou d'oxyde de zinc-eugénol lorsqu'ils sont utilisés en condensation de gutta-percha (60). Ils ont une moins bonne étanchéité en technique monocône (61).

Par ailleurs, ils possèdent les propriétés physiques du silicone telles que la stabilité chimique et l'insolubilité (15).

L'ajout de sulfate de baryum a permis d'améliorer la radio-opacité du matériau qui était trop faible (15).

3.3.4.3 Propriétés biologiques

Ces ciments présenteraient une cytotoxicité faible *in vitro* (62,63) et une bonne biocompatibilité en implantation chez l'animal (64). La cicatrisation apicale est comparable aux ciments oxyde de zinc-eugénol après mises en formes canalaires identiques (65).

Ces ciments présentent peu de recul clinique, mais les premiers résultats sont encourageants (15).

Des études supplémentaires sont nécessaires.

3.3.5 Matériaux résineux (AH plus® et Topseal® de Dentsply, EndoREZ® d'Ultradent)

3.3.5.1 Composition

Les matériaux résineux ont été inventés par Schröder en Suisse, il y a 50 ans. Ils existent sous forme pâte-pâte, à base de résine époxy : AH plus® et AH plus Jet® de Dentsply, Topseal® de Dentsply Maillefer ou de résine méthacrylate : EndoREZ® d'Ultradent. Sous cette forme, ils sont destinés à être utilisés comme ciment de scellement le plus fin possible, avec des techniques de condensation de gutta (15).

Ils peuvent être sous forme poudre-liquide : ce sont les pâtes résineuses destinées à être utilisées seules en tant que matériau d'obturation et insérées avec un bourre-pâte par exemple : obturation SPAD® de Dentsply, Forfenan®, Endoplat® et méthode Z® de Septodont.

La poudre contient de l'énoxolone et du sulfate de baryum. Le liquide est composé de deux liquides différents à mélanger, contenant d'une part du paraformaldéhyde et des excipients et d'autre part du résorcinol, de l'acide chlorhydrique et des excipients (15).

3.3.5.2 Propriétés physico-chimiques

Ils possèdent des bonnes propriétés mécaniques et d'adhérence, une bonne étanchéité et une résistance à la résorption (15).

Leur étanchéité est parmi les meilleures dans la plupart des études (39). Cependant, même si elle n'est pas influencée par l'épaisseur du matériau, elle diminue avec le temps (40).

3.3.5.3 Propriétés biologiques

Malgré leur toxicité initiale, ils libèrent peu de monomères (63,66). Ils induisent une inflammation initiale qui diminue avec le temps, jusqu'à être arrêtée à trois mois, lorsqu'ils sont implantés sous la peau (66).

Ces ciments ne seraient pas génotoxiques aux doses utilisées et après la prise. Un effet antibactérien important et en profondeur des canalicules dentinaires a été prouvé (67).

Néanmoins ces matériaux résineux diminuent la conduction nerveuse transitoirement (68).

Les résines dures de type bakélites - SPAD® de Dentsply, Forfenan® de Septodont - sont formellement contre-indiquées, car elles contiennent du formaldéhyde. Elles sont donc allergènes (69), cytotoxiques (58), génotoxiques (70), neurotoxiques irréversibles (68) et responsables de paresthésies irréversibles (71,72). Elles ont été bannies car classées comme étant "cancérogène certain" en juin 2004 par le Centre International de Recherche sur le Cancer (CIRC). De plus, l'utilisation des résines dures a été fortement déconseillée car la désobturation est difficile ; il n'existe pas de solvant spécifique et leur dureté est semblable à la dentine. Ainsi, le risque de perforation est accru lors de la réalisation d'un logement pour ancrage radiculaire. Les pâtes résineuses sont donc contre indiquées, il faut utiliser ces matériaux en tant que ciment de scellement avec un cône de gutta-percha (15).

3.3.6 Polymères collés : Resilon®

3.3.6.1 Composition

Ce matériau est apparu en 2005 sur le marché français.

Il est composé d'un polymère polycaprolactone qui contient des verres bioactifs et des additifs radio-opactifiants. Développé comme alternative à la gutta-percha, il est décrit

comme un matériau thermoplastique, synthétique, à base de polymères, s'utilisant avec un adhésif : d'abord un système auto-mordançant en deux temps (SAM2) : l'Epiphany®, avant d'évoluer vers un système auto-mordançant en un temps (SAM1) : le RealSe Se®. Le Resilon® est donc le matériau d'obturation remplaçant la gutta-percha, tandis que le rôle du ciment de scellement est joué par le SAM 2 : l'Epiphany® (15).

3.3.6.2 Propriétés physico-chimiques

Il utilise les propriétés d'adhésion dentinaire des résines polyméthacrylates afin de réaliser une obturation monobloc qui assurerait la consolidation mécanique de la dent (73). Il aurait l'étanchéité maximale sur les interfaces cône-ciment-dentine (74). Le Resilon® adhère à l'adhésif qui est collé à la dentine : il y a donc une obturation monobloc avec une meilleure étanchéité (15).

3.3.6.3 Propriétés biologiques

La littérature était prometteuse sur le Resilon®, indiquant une étanchéité égale ou supérieure à une obturation traditionnelle avec un cône de gutta-percha, une faible cytotoxicité, une bonne biocompatibilité et une résistance à la fracture accrue du fait de ses propriétés physicochimiques.

Cependant, une étude rétrospective a été réalisée au Texas et publiée en 2017. Elle comparait les taux de succès entre une obturation avec le Resilon®/RealSeal SE®, ou l'AH plus®/cône de gutta. Les dents obturées avec le Resilon® avaient 5.7 fois plus de chance d'échec que les dents obturées classiquement avec un cône de gutta-percha et l'AH plus® à 6 ans. Les scientifiques expliquent les échecs par le remplacement du protocole de collage d'un SAM2 par un SAM1, la dégradation des polymères par les bactéries et enzymes et

l'utilisation des produits des dégradations par les bactéries pour proliférer et entretenir l'inflammation. Le matériau a donc été retiré du marché américain en 2014 (75).

Les études cliniques sur le long terme sont peu nombreuses. Ceci s'explique par la relative nouveauté du matériau.

Actuellement, le type de ciment aurait une faible influence sur le pronostic à long terme (54). Les ciments à base d'oxyde de zinc eugénol sont parmi les plus anciens et figurent toujours parmi les ciments les plus utilisés. Ils subissent une perte d'étanchéité proportionnelle à l'épaisseur de ciment (40) : il est recommandé de les utiliser avec les techniques de gutta condensée. Ils sont ergonomiques et possèdent l'avantage d'avoir un solvant spécifique. Les ciments à base de résine sont également prisés des praticiens. Ils sont ergonomiques et leur étanchéité qui est parmi les meilleures (39) n'est pas dépendante de l'épaisseur de ciment bien qu'elle diminue avec le temps (40). Ils ont pour inconvénient de ne pas avoir de solvant spécifique et doivent être utilisés impérativement avec un cône de gutta-percha. Les pâtes résineuses quant à elles sont proscrites. Les ciments à base d'hydroxyde de calcium sont sensible à l'humidité et à la dissolution dans les fluides tissulaires (52). Ils n'ont pas de meilleurs résultats cliniques que les autres ciments (54).

Ainsi, aucun ciment ne semble remplir le cahier des charges pour une technique d'obturation idéale. De même, aucun ne permet d'obtenir un résultat idéal à long terme avec la technique monocône, technique la plus répandue en cabinet. Nous allons voir à présent les biocéramiques qui présentent des caractéristiques susceptibles de combler les lacunes de cette technique et des ciments actuellement présent sur le marché en provoquant une réponse de l'hôte favorable.

4. Les biocéramiques.

4.1 Généralités.

Les biocéramiques sont des matériaux céramiques conçus à l'origine pour leur utilisation en médecine, notamment en chirurgie orthopédique, puis maintenant en dentisterie afin de réparer ou reconstituer des parties détruites de l'organe dentaire.

L'alumine, la zircone, les verres ionomères, les verres bioactifs, l'hydroxyapatite, les calcium-phosphate résorbables sont des exemples de biocéramiques (76–79).

Il existe 3 types de biocéramiques (78) :

- Les « biologiquement inertes » qui ne réagissent pas avec les tissus. Ce sont les céramiques à haute résistance telles que l'alumine, la zircone et le carbone.
- Les céramiques bioactives qui ont une adhésion chimique avec les tissus et l'os, telles que les bioverres ou les céramiques vitreuses
- Les céramiques biodégradables, solubles ou résorbables, qui participent à des processus métaboliques au sein de l'organisme, telles que les céramiques à base de phosphate de calcium

En endodontie, nous nous intéressons aux céramiques bioactives afin d'avoir une réponse de l'organisme favorable.

Les biocéramiques endodontique sont des ciments composés de silicate bi et tricalcique, de phosphate de calcium et de produits additionnels qui modifient la microstructure et les propriétés du matériau ainsi que son mode d'hydratation. Ils ont des radio-opacifiants différents de l'oxyde de bismuth ou de la microsilice. En dentisterie, la biocéramique la plus connue est le Mineral Trioxide Aggregate (MTA) (80).

4.2 Le MTA

Ce matériau a été commercialisé en 1998 sous le nom de ProRoot MTA® (Dentsply Maillefer). Il existe plus de 765 études sur sa composition, ses propriétés et ses utilisations. Il est composé d'oxyde de calcium pour 50 à 75%, 15 à 25% de dioxyde de silicium : silicate tricalcique, silicate dicalcique, aluminate tricalcique, aluminate ferrique tricalcique. L'oxyde de bismuth est présent pour la radio-opacité. Trois parts de poudre de ce ciment sont mélangés à une part d'eau stérile pour obtenir un gel colloïdal qui effectue sa prise en 2 heures 45 minutes (81).

Le MTA s'obtient après broyage d'un produit appelé « Clinker », obtenu par la cuisson d'un mélange homogène de carbonate de calcium et d'argile, jusqu'à la température de clinkérisation : 1450 degrés celsius. Le MTA est classé dans les ciments ordinaires types ciment de Portland dont les études ont montré une composition similaire (82). Il est disponible sous forme de MTA gris et de MTA blanc. Ce dernier ne posséderait plus d'aluminate ferrique (83).

Le MTA possède des particules très fines et régulières contrairement au ciment de Portland (84). Sa solubilité est décrite comme faible ou nulle et elle augmenterait avec le temps (85). Il possède d'excellentes capacités de scellement et d'étanchéité (86–88) à 3, 6, et 12 mois (89). Ses propriétés physiques seraient augmentées lorsqu'il est en milieu humide après la prise (90). Le rapport poudre-liquide influencerait les propriétés du matériau : un excès d'eau augmenterait la solubilité et la porosité (91). L'hydratation du MTA produit de l'hydroxyde de calcium (83), ce qui expliquerait la bonne réponse tissulaire (92). Il alcalinise le milieu grâce à la libération de ions OH⁻ (81) et des ions Ca²⁺, favorisant la production d'hydroxyapatite (93,94). Il posséderait une activité antibactérienne faible (95)

et une bonne cytocompatibilité (96,97). La production de cytokine est favorisée, ainsi que l'attachement et la croissance lorsque les cellules sont en contact direct avec le matériau (98,99). Il ne serait ni mutagène, ni génotoxique (90). Lorsqu'il est utilisé en coiffage pulpaire, il engendrerait un pont dentinaire épais avec peu d'inflammation pulpaire et ce de manière reproductible (100). Lorsqu'il est utilisé en traitement de perforation ou en chirurgie endodontique, une apposition directe de néo-cément, une faible inflammation et une excellente cicatrisation ont été décrites (92,101,102). Des études plus récentes confirment l'excellente formation de néo-cément ainsi que l'ostéo-induction (103,104). La radio-opacité du MTA mesurée en millimètre d'aluminium (mm Al) serait de 7,127 mm Al, permettant le bon contrôle du placement du matériau ainsi que le suivi (90). Le MTA blanc, commercialisé sous le nom MTA Angelus® offrirait un temps de prise plus court, avec des propriétés similaires à celles du MTA gris (90,105,106).

4.3 La Biodentine®

La Biodentine® est un matériau commercialisé par le laboratoire Septodont. Elle a été initialement conçue pour les restaurations coronaires, en tant que substitut dentinaire. Sa modification principale porte sur le temps de prise qui est de 9 à 12 minutes. Il ne contient pas d'oxyde de bismuth pour la radio-opacité, mais de l'oxyde de zirconium. Les résultats seraient similaires à ceux du MTA (97). Il est utilisé pour les coiffages directs, les pulpotomies, les réparations des perforations, l'obturation à rétro, les apexifications, les résorptions cervicales externes et l'endodontie régénératrice (107).

4.4 Les biocéramiques à visée d'obturation canalaire

Contrairement aux matériaux à base de ciment de Portland, elles possèdent un niveau de pureté de laboratoire qui garantit l'absence de trace d'aluminate et de sulfate de calcium. Elles peuvent se présenter sous forme pré-mixées qui facilitent l'utilisation et diminuent les risques d'hétérogénéité lors du mélange, ou bien sous forme poudre-liquide (Figure 5) (108,109).

Le BioRoot RCS® est un ciment de scellement biocéramique issu du laboratoire Septodont, dérivé de la Biodentine®.

Différents ciments biocéramiques sont actuellement commercialisés : Endosequence BC sealer® - Brasseler, Savannah GA- commercialisé en Europe sous le nom Totalfill BC sealer®, iRoot SP® - innovative bioceramix Inc Vancouver, BC, Canada, - Well-Root ST® - Vericom, Corée du Sud et - BioRoot RCS® - Septodont - (110).

Ils sont disponibles en plusieurs viscosités selon les indications recherchées : ainsi pour l'Endosequence, de Brasseler le Root Repair Material Putty® et le Root Repair Material Paste® sont recommandés pour les perforations, la chirurgie apicale, les bouchons apicaux pour l'apexification et les coiffages directs (108). L'Endosequence BC sealer® est recommandé en utilisation avec un cône de gutta-percha pour l'obturation de l'espace radiculaire. Il peut être employé en technique monôcone ou en condensation latérale à froid. Il n'est pas indiqué pour les techniques de gutta-percha à chaud (111).



Figure 5 : Différentes présentations commerciales de matériaux à base de silicates de calcium. Le BioRoot RCS® de Septodont est indiqué pour l'obturation canalaire avec un cône de gutta-percha standard. L'endosequence BC sealer® de Brasseler est indiqué pour l'obturation canalaire avec un cône de gutta-percha spécifique recouvert de biocéramiques. L'Endosequence Root Repair Material® de Brasseler est indiqué pour l'obturation des perforations, les coiffages directs et l'obturation rétrograde.

Les matériaux à base de silicate de calcium ont été développés à partir du MTA (112,113) et sont ainsi des biosilicates dit actifs (114).

Le BioRoot RCS® des laboratoires Septodont se présente sous forme de poudre et eau à homogénéiser (Figure 6) (115).

	Manufacturer	Lot, Exp	Composition
BioRoot RCS	Septodont, Saint Maur-des-Fosses, France	B15847, 06-17	Powder: tricalcium silicate, zirconium oxide and povidone Liquid: aqueous solution of calcium chloride and polycarboxylate
MTA Fillapex	Angelus, Londrina, Brazil	39410, 04-18	Base paste (yellow): salicylate resin, natural resin, calcium tungstate, nanoparticulated silica, pigments Catalyst paste (white): diluting resin, mineral trioxide aggregate (MTA), nanoparticulated silica, pigments
AH Plus	Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany	1504000319, 03-17	Paste A: diepoxide, calcium tungstate, zirconium oxide, aerosil, pigment (Fe oxide) Paste B: 1-adamantane amine, N,N-dibenzyl-5-oxa-nonandiamine-1,9, TCD-Diamine, calcium tungstate, zirconium oxide, aerosil, silicone oil
Pulp Canal Sealer	Kerr Italia S.r.l., Salerno, Italy	5155329, 03-16	Powder: zinc oxide, silver powder, thymol iodide, dimeric acid resin Liquid: 4-allyl-2-methoxyphenol, balsam resin and water

Figure 6 : La composition du BioRoot RCS®, du MTA Fillapex®, de l'AH Plus® et du Pulp Canal Sealer® (115).

4.4.1 Composition

La poudre contient du silicate tricalcique et de l'oxyde de zirconium pour la radio-opacité, de la povidone a été ajoutée, lui permettant ainsi une adhésion à la gutta-percha (112,113,116). Un polymère biocompatible vient accentuer l'adhésion en augmentant le caractère hydrophile du matériau. La partie liquide contient de l'eau, du chlorure de calcium comme modificateur de prise et un réducteur d'eau (115).

Les fabricants assurent que la composition est similaire à la Biodentine®, celle-ci est composée comme suivant (117):

Pour la poudre :

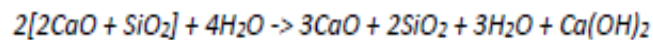
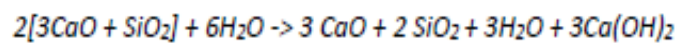
- 80.75% de silicate tricalcique.

- 14.25% de carbonate de calcium.
- 5% d'oxyde de zirconium.

Pour le liquide :

- Du chlorure de calcium pour 14.70%.
- Du Premia 150 (un réducteur d'eau) pour 3%.
- De l'eau purifiée pour le reste.

Réaction d'hydratation d'un silicate de calcium :



Réaction de précipitation d'un silicate de calcium :

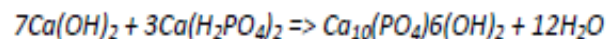


Figure 7: Réaction de prise des ciments biocéramiques (118).

Les ciments sont soit injectés directement au sein du canal et ils prendront avec l'humidité dentinaire résiduelle pour l'Endosequence BCS® ou l'iRoot SP® soit après homogénéisation de la poudre et du liquide pour le BioRoot RCS®. Lors de leur prise on distingue deux réactions (Figure 7) (118) :

- La réaction d'hydratation : l'hydratation du silicate de calcium permet la production d'un gel d'hydrate de silicate de calcium et d'hydroxyde de calcium.
- La réaction de précipitation : l'hydroxyde de calcium réagit avec les ions phosphate du milieu pour créer de l'hydroxyapatite et de l'eau. L'eau hydrate de nouveau le silicate de calcium. L'eau est un facteur important déterminant du temps de prise et du taux d'hydratation.

4.4.2 Propriétés physico-chimique

4.4.2.1 Biocompatibilité/Cytotoxicité

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à fonctionner pour une application spécifique tout en ayant une réponse de l'hôte approprié (119). La cytotoxicité est la propriété d'un matériau à être toxique pour les cellules, pouvant aller jusqu'à les détruire (15).

Il est nécessaire qu'un matériau soit toléré par les tissus, non irritant et si possible ostéo-cémento inducteur. Le but recherché est que le ciment ne provoque pas de retard de cicatrisation s'il est extrudé dans les tissus péri-apicaux et si possible qu'il soit propice à la cicatrisation *ad integrum* avec formation d'un néo ligament parodontal couplée à la cicatrisation osseuse (15).

Une étude de Araújo et al. en 2018 démontre une biocompatibilité importante du MTA et de la biodentine permettant prolifération, différenciation et migration cellulaire de cellules souches pulpaire (120). Une étude de Zoufan et al. en 2011 a comparé la cytotoxicité du ciment biocéramique Endosequence BC sealer® avec d'autres ciments comme le AH plus®, un ciment à base de résine, le Tubli-Seal et le GuttaFlow. Elle a montré une faible cytotoxicité pour le ciment biocéramique (121). Une étude de Loushine et al. en 2011 montre également une cytotoxicité comparable entre AH plus® et l'EndoSequence BC Sealer® (109). Ce résultat est corroboré par une étude de Güven et al. en 2013, qui démontre une excellente biocompatibilité de l'iRoot SP® (122). Une étude de Zhang et al. en 2010 prouve également une biocompatibilité supérieure du ProRoot MTA® et de l'iRoot SP® par rapport à l'AH Plus® (Figure 8) (123).

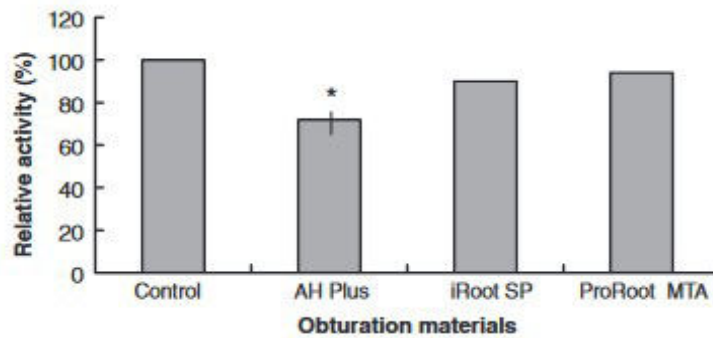


Figure 2 MTT-reducing activity relative to control of L-929 cells after 2 h exposure to extracts made from 24 h test specimens. Data are means \pm SD ($n = 12$). *Denotes significant differences from control values with $P < 0.05$.

Figure 8 : La cytotoxicité de trois matériaux d'obturations. La cytotoxicité de l'iRoot SP®, extrêmement faible, est comparable à celle du ProRoot MTA® à 24 heures, l'AH plus® est significativement plus cytotoxique (123).

De plus, ces ciments ne provoqueraient pas ou peu de douleurs post-opératoires et pourraient avoir une action bénéfique sur les nocicepteurs (124–126).

D'après une étude de Siboni et al. en 2017 la biocompatibilité des ciments biocéramiques pourrait être due aux similitudes de composition entre les tissus dentaires et les ciments : silicate de calcium, phosphate de calcium, hydroxyde de calcium et oxyde de zirconium (115).

4.4.2.2 Radio-opacité

C'est la propriété du matériau à être visible à la radiographie par sa résistance à la pénétration des rayons X.

D'après une étude de Candeiro et al. en 2012, la radio-opacité de l'Endosequence BC Sealer® est de 3.83 mm Al statistiquement inférieure à celle de l'AH Plus® qui est de 6.90 mm Al. Cependant, cette valeur reste supérieure aux normes ISO : 3.00 mm Al (127).



Figure 9 : Radiographie d'une dent extraite obturée à gauche avec du ciment biocéramique iRoot SP®, et à droite avec du ciment BioAggregate®. Notez la radioopacité correcte du ciment biocéramique (110).

Une étude récente de Siboni et al. publiée en 2017, démontre une radio-opacité de 5.2 mm Al pour le BioRoot RCS®, largement inférieur aux valeurs de l'AH plus® ou du Pulp Canal Sealer® : 11.8 et 10.5 mm Al respectivement (115).

En conclusion, bien que moins radio opaque que les ciments d'obturation classique, les ciments biocéramiques présentent une radio-opacité compatible avec leur utilisation en tant que ciment d'obturation grâce à la présence d'oxyde de zirconium dans leur composition (Figure 9).

4.4.2.3 Propriétés antibactériennes et pH

Le traitement endodontique vise à diminuer la charge bactérienne afin de prévenir ou de permettre la guérison par l'organisme des pathologies péri-apicales (4). Il est utopique de chercher à éliminer toutes les bactéries : nous savons qu'il est impossible de stériliser le canal. Il est donc naturel de rechercher un ciment qui soit bactéricide ou bactériostatique.

Dans une étude de Zhang et al. en 2009, les propriétés antibactériennes de 7 ciments par contact direct ont été recherchées à différents temps de prise : directement après homogénéisation, 1 jour après, 3 jours après, 7 jours après et avec des temps d'incubation différents (Figure 10)(128). L'étude montre que le iRoot SP® tue *Enterococcus Faecalis* (*E. Faecalis*). Cette propriété diminue ensuite du troisième jour au septième jour. Son activité antibactérienne s'arrête après sept jours. Seul Sealapex® et EndoRz® ont une activité antibactérienne qui persistent sept jours après le mélange.

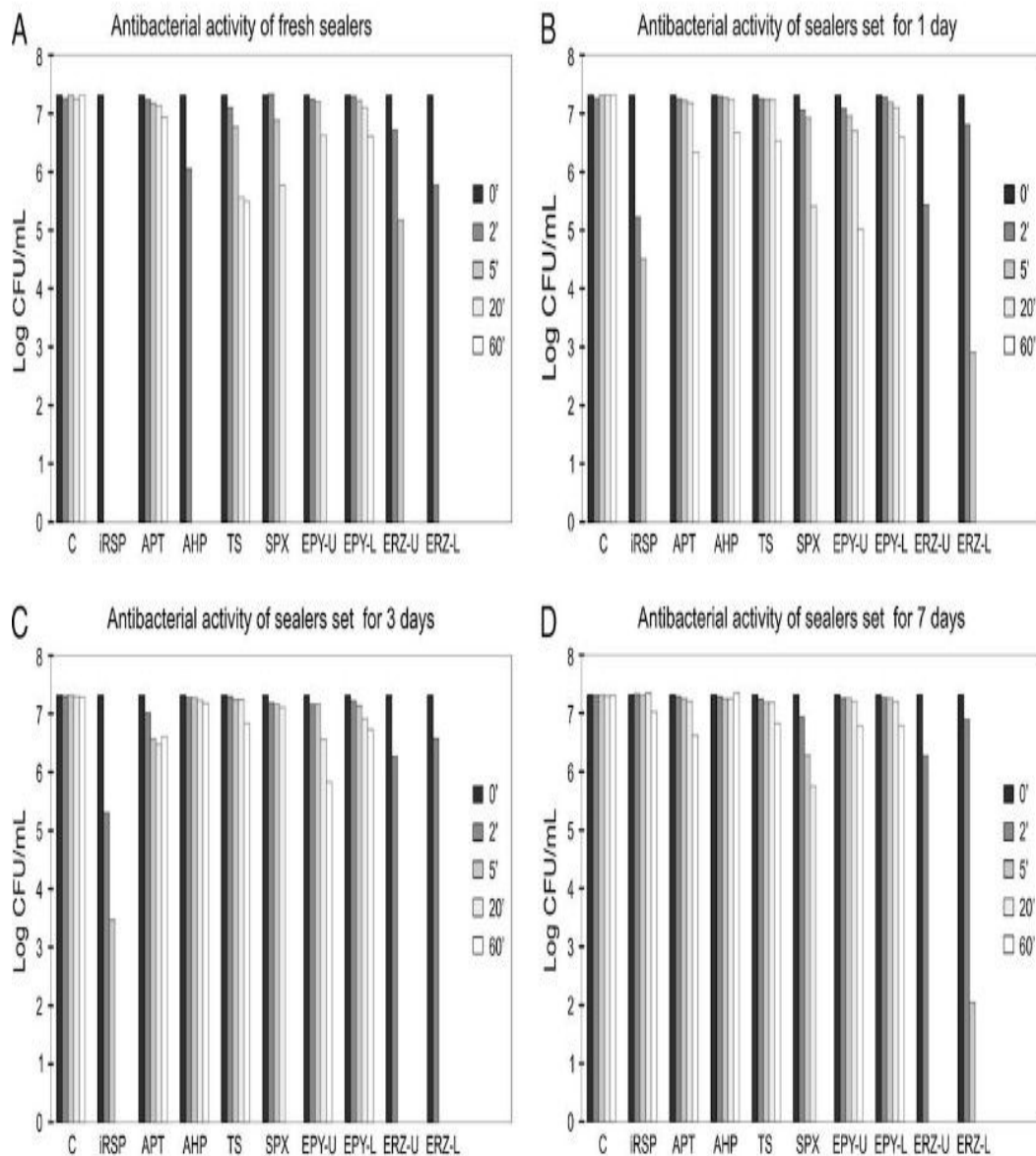


Figure 1. Survival of *E. faecalis* strain VP3-181 after direct contact with sealers for 2, 5, 20, and 60 minutes. (A) Fresh sealers, (B) sealers set for 1 day, (C) sealers set for 3 days, (D) sealers set for 7 days. C, Control; iRSP, iRoot SP; APT, Apexit Plus; AHP, AH Plus; TS, Tubli Seal; SPX, Sealapex; EPY-U, Epiphany non-light-cured; EPY-L, Epiphany light-cured; ERZ-U, EndoRez non-light-cured; ERZ-L, EndoRez light-cured.

Figure 10 : L'activité antibactérienne de sept ciments d'obturation canalair par contact direct. L'activité antibactérienne de l'iRoot SP® est la plus importante de tous les ciments testés, cependant elle baisse dans le temps et s'arrête après 7 jours (128).

Wang et al. ont étudié en 2014 l'activité antibactérienne du ciment Endosequence BC sealer® de Brasseler, du Pulp Canal Sealer® EWT de Kerr et de l'AH plus® de Dentsply contre *E. Faecalis* dans des tubulis dentaires. Endosequence BC sealer® possède une activité antibactérienne qui continue et augmente après 30 jours. L'effet antibactérien serait dû d'après les auteurs à une libération de composants au sein même des tubulis (129).

De même, Lovato et al. démontrent en 2011 que le MTA et l'Endosequence Root Repair Material® sous ses formes *putty* et prémixées possèdent une activité antibactérienne contre *E. Faecalis* (130).

Özcan et al. démontrent quant à eux en 2013 que le iRoot SP® a une faible activité antifongique contre *Candida albicans* à l'état frais mais qu'il perd cette propriété à l'état pris (131).

En conclusion, les ciments biocéramiques auraient une propriété antibactérienne contre *E. Faecalis* et une activité antifongique légère contre *Candida albicans*. Cette propriété diffère selon les ciments. En effet, elle persiste après 30 jours pour le Endosequence BC Sealer®, alors qu'elle s'arrête à sept jours pour le iRoot SP®.

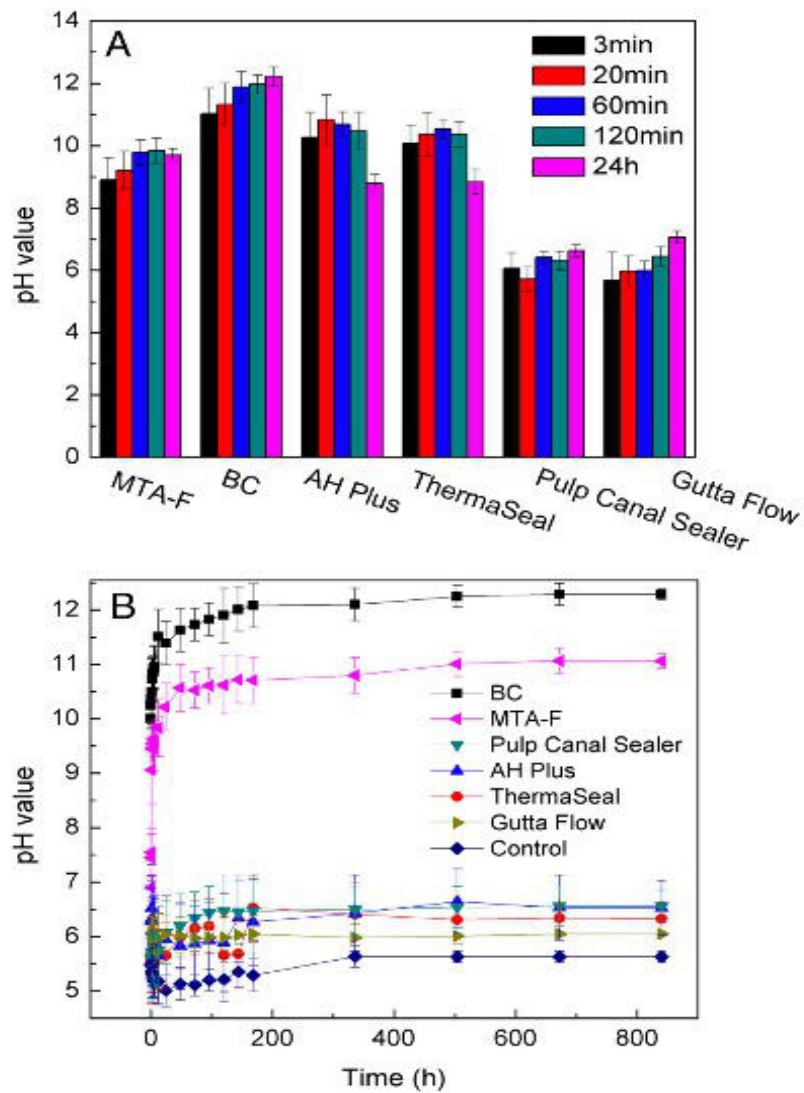


Figure 1. pH change of (A) freshly mixed samples during 24 hours and (B) set samples during 5 weeks. For the set samples, the specimens were incubated 3 times longer than the required setting time before starting the pH measurements. MTA-F, MTA Fillapex.

Figure 11 : Changements de pH en fonction du temps et du matériau. Les ciments biocéramiques sont capables d'alcaliniser le milieu (132).

Table 2 Alkalisating activity and calcium ions released in distilled water

Alkalisating activity (pH) and Calcium released (ppm) in soaking water						
	3 h	1 day	3 days	7 days	14 days	28 days
pH						
BioRoot RCS	11.7 ± 0.2 ^{A a}	12.1 ± 0.1 ^{A a}	10.6 ± 0.9 ^{B a}	11.1 ± 0.9 ^{B a}	11.3 ± 0.9 ^{B a}	8.7 ± 0.9 ^{C a}
MTA Fillapex	9.5 ± 0.1 ^{A b}	9.5 ± 0.2 ^{A b}	9.1 ± 0.2 ^{A b}	9.2 ± 0.1 ^{A b}	7.7 ± 0.1 ^{B b}	8.4 ± 0.1 ^{C a}
AH Plus	7.6 ± 0.2 ^{A c}	7.3 ± 0.1 ^{A c}	7.4 ± 0.1 ^{A c}	7.3 ± 0.2 ^{A c}	7.1 ± 0.2 ^{A c}	7.1 ± 0.3 ^{A b}
Pulp Canal Sealer	6.0 ± 0.7 ^{A d}	6.1 ± 0.6 ^{A d}	6.2 ± 0.5 ^{A d}	6.6 ± 0.3 ^{B d}	7.0 ± 0.2 ^{BC c}	7.2 ± 0.3 ^{C b}
	0-3 h	3 h-1 day	1-3 days	3-7 days	7-14 days	14-28 days
Calcium released						
BioRoot RCS	721.4 ± 81.3 ^{A a}	177.2 ± 36.7 ^{B a}	87.0 ± 37.9 ^{C a}	90.3 ± 35.8 ^{C a}	94.5 ± 32.0 ^{C a}	40.4 ± 12.8 ^{C a}
MTA Fillapex	17.4 ± 3.1 ^{A b}	31.1 ± 3.4 ^{B b}	31.0 ± 3.7 ^{B b}	23.6 ± 4.0 ^{A b}	21.3 ± 2.2 ^{A b}	15.9 ± 3.2 ^{A b}
AH Plus	2.0 ± 0.7 ^{A c}	1.8 ± 0.8 ^{A c}	1.2 ± 0.7 ^{A c}	1.2 ± 1.3 ^{A c}	1.4 ± 1.14 ^{A c}	1.1 ± 0.7 ^{A c}
Pulp Canal Sealer	0.8 ± 0.1 ^{A c}	0.8 ± 0.1 ^{A c}	0.8 ± 0.5 ^{A c}	0.9 ± 0.5 ^{A c}	0.7 ± 0.2 ^{A c}	0.9 ± 0.2 ^{A c}

Figure 12 : La capacité d'alcaliniser le milieu de différents matériaux en fonction du temps. Le BioRoot RCS® libère des ions Ca^{2+} de manière plus intense et prolongée que les autres ciments et induit un pH basique (115).

L'étude menée par Siboni et al. en 2017 démontre la capacité prolongée d'alcalinisation du BioRoot RCS® ainsi que son relargage dans le temps d'ion Ca^{2+} (115). Ce résultat est corroboré par l'étude menée par Zhou et al. en 2009 (132) (Figure 11, Figure 12).

Il est possible que l'activité antimicrobienne des ciments biocéramiques soit due à l'hydrophilie et à la diffusion d'hydroxyde de calcium, permettant la création d'un environnement basique (115). De plus, les propriétés du matériau pourraient être dépendantes du produit d'irrigation final utilisé. L'utilisation d'acide éthylène diamine tétraacétique (EDTA) augmenterait le pouvoir antibactérien des ciments biocéramiques au rinçage final, alors que l'utilisation de tampon phosphate salin diminuerait l'effet antibactérien (133).

4.4.2.4 Étanchéité

Un des objectifs de l'obturation radicaire est d'emmurer les bactéries dans les tubulis dentinaires afin d'éviter toute percolation qui se traduirait par une récurrence.

Zhang et al. en 2009 ont étudié la capacité du ciment biocéramique iRoot SP® à obturer le tiers apical par injection directe, puis avec la technique monocône (Figure 13). Ils l'ont comparé à un compactage vertical centré en utilisant le ciment de scellement AH plus®. Ils ne trouvent aucune différence significative de fuite tissulaire entre les groupes et aucune différence en fonction du temps (134).

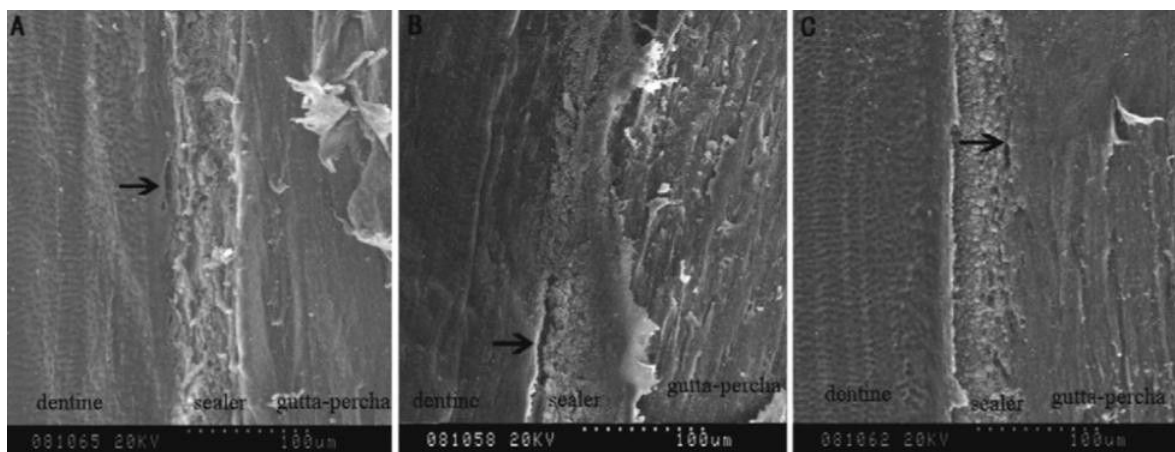


Figure 13 : Analyse au microscope électronique des interfaces ciment-dentine et ciment-cône. Les flèches représentent la présence de vide : aucune différence n'est visible entre les ciments de scellement utilisés (134).

Dans cette étude, tous les groupes présentent une étanchéité imparfaite immédiate et prolongée. La technique monocône avec l'iRoot SP® présente une étanchéité comparable avec les techniques de Schilder (134).

Ces résultats sont corroborés par Ersahan et al. qui en 2013 ont obtenu des valeurs équivalentes entre les deux ciments de scellement (135) (Figure 14).

Table III. Apical leakage values of four root-canal sealants (µl/min).

Materials	Minimum (µl/min)	Maximum (µl/min)	Interquartile range (IQR)
iRoot SP	0.18	0.80	0.43 (0.38)
Sealapex	1.25	2.75	1.88 (0.69)
EndoREZ	0.93	1.88	1.21 (0.61)
AH Plus	0.10	0.93	0.35 (0.47)

Figure 14 : L'étanchéité apicale selon les différents ciments. Aucune différence significative de capacité de scellement apical n'est observée entre l'AH plus® et le iRoot SP® (135).

Il ressort de ces études que les ciments biocéramiques présentent une des meilleures capacités de scellement parmi les ciments d'obturation endodontique et que l'iRoot SP® (Figure 15) est un ciment convenable pour la technique monocône avec une étanchéité comparable aux autres techniques (135).

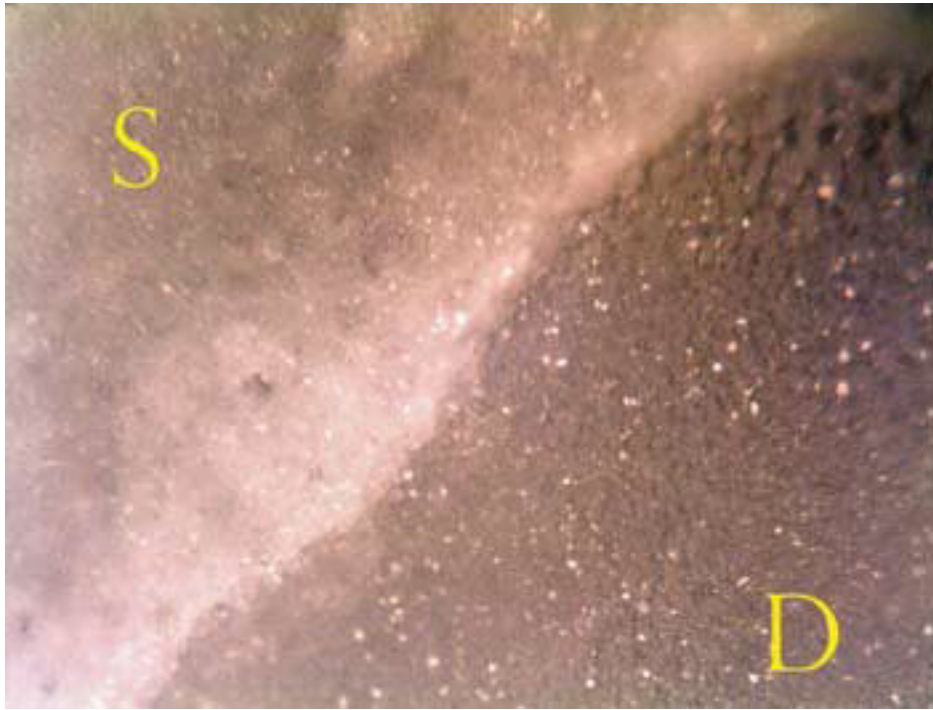


Figure 15 : Image au microscope polarisant de l'interface dentine (D) ciment (S). Aucun vide n'est décelé lors de l'évaluation par microscope d'un scellement au iRoot SP®, le lien chimique formé entre la dentine et le ciment est visible (110).

4.4.2.5 Mouillabilité et étalement :

La mouillabilité est la capacité d'étalement d'une goutte sur une surface. Elle se mesure par l'angle de contact qui se forme entre une goutte d'eau stérile et un solide. Lorsque la mouillabilité est parfaite, l'angle de contact devient nul (136).

Zhang et al. analysent en 2009 l'angle de contact entre différents ciments endodontiques (Figure 16) (128).

Sealer	Fresh	1 Day	3 Days	7 Days
iRootSP	25	<5	<5	<5
Epiphany non-light-cured	50	40	35	35
EndoRez non-light-cured	50	40	37	37
AH Plus	66	80	83	83
Apexit Plus	75	80	80	83
Tubli Seal	45	80	80	83
Sealapex	80	90	88	75

Figure 16 : Angle de contact entre de l'eau stérile et différents ciments. L'iRoot SP possède l'angle de contact le plus faible et la meilleure mouillabilité des ciments testés (128)

L'angle de contact entre le ciment iRoot SP® et l'eau stérile est 7 à 18 fois plus faible que pour les autres ciments : 5 contre 80 degrés (128). Cette propriété pourrait s'expliquer par son hydrophilie. Elle participe au bon étalement du matériau et à une bonne pénétration

dans les tubulis dentinaires. Le ciment biocéramique BC sealer® a un étalement de 26.96 mm, ce qui est supérieur au ciment AH plus® et supérieur à la norme ISO (135).

Ainsi, ces ciments ont une excellente mouillabilité qui participe à obtenir un scellement étanche et hermétique (Figure 17). Ces propriétés peuvent être expliquées par l'hydrophilie du matériau, ainsi que la présence de particules très fines constituant le matériau : moins de 20 µm d'après les fabricants. A noter que l'utilisation de particules plus fines de biocéramiques tel que le MTA n'influent pas sur la cicatrisation péri-apicale mais sur le temps de prise (137).

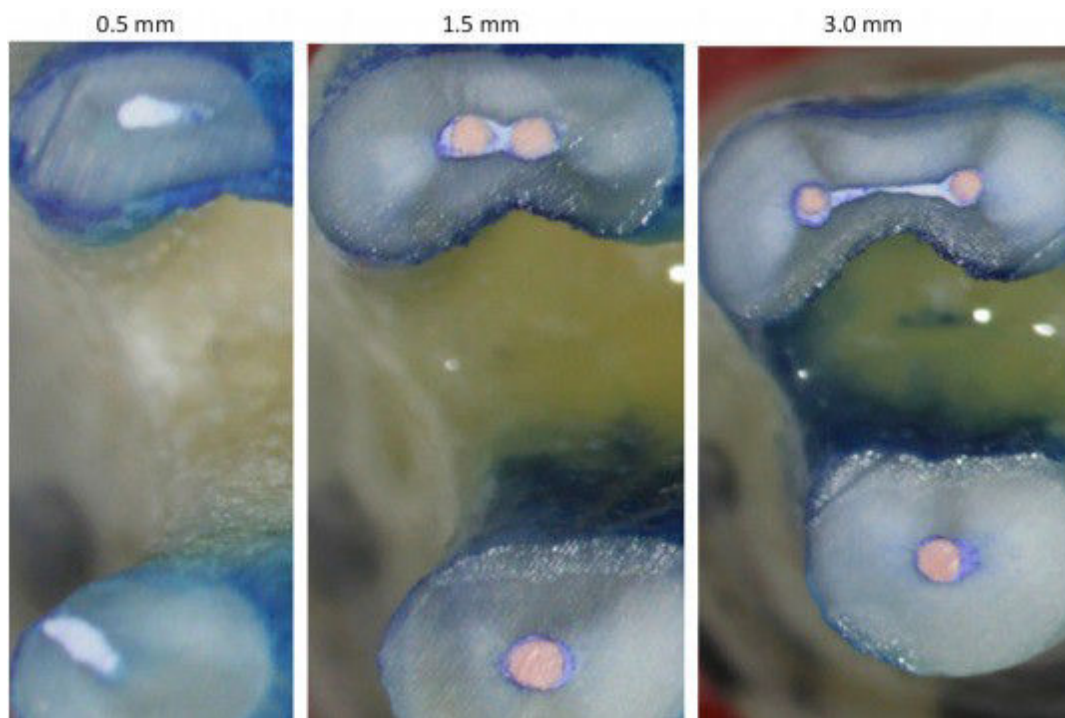


Figure 17 : Analyse au microscope opératoire de coupes de dent obturée avec un cône de gutta-percha et du ciment biocéramique. Les ciments biocéramiques ont la capacité de sceller les irrégularités anatomiques, sans avoir recours à des techniques de gutta chaude. (Cas du Dr Jouanny Guillaume)

4.4.2.6 Temps de travail :

Il est nécessaire d'avoir un temps de travail suffisamment long afin de permettre la mise en place du matériau après homogénéisation et permettre de ré-intervenir après la radiographie de contrôle si nécessaire.

Dans une étude de Zhou et al. en 2013, le temps de travail est supérieur à 1440 minutes pour l'endosequence BC sealer®. Ce temps de travail long est expliqué par le fait que l'endosequence BC sealer® ne prend qu'en présence d'humidité (132). Les fabricants du BioRoot RCS® de Septodont indiquent un temps de travail supérieur à 10 minutes.

4.4.2.7 Temps de prise :

Zoufan et al. en 2011, ont analysé les différents temps de prise de ciments de scellement endodontiques, en laissant des échantillons à température ambiante. Ils ont recueilli que l'Endosequence BC sealer® ne prend pas à température ambiante en l'absence d'eau (121). Après homogénéisation, tous les ciments prennent en 24 heures (131). Cette propriété des ciments silicate de calcium est intéressante puisqu'elle permet un conditionnement long des ciments, mais surtout il n'est plus strictement nécessaire d'avoir un canal totalement asséché pour l'obturation.

Le temps de prise final du BioRoot RCS® est de 300 minutes environ, plus importante que les 240 minutes indiquées par les fabricants (115).

Loushine et al. en 2011, ont évalué le temps de prise de l'Endosequence BC sealer® en fonction de la quantité d'eau disponible. Plus il y a d'eau, plus le temps de prise diminue pour atteindre 168 heures au minimum (109).

4.4.2.8 Viscosité :

La viscosité peut être définie comme la capacité d'un fluide à s'écouler. C'est une propriété essentielle pour nos ciments puisqu'elle déterminera la capacité de remplissage de l'espace canalaire.

Zhou et al. en 2013, ont étudié la viscosité de cinq ciments endodontiques en fonction de la rapidité d'injection (Figure 18)(132).

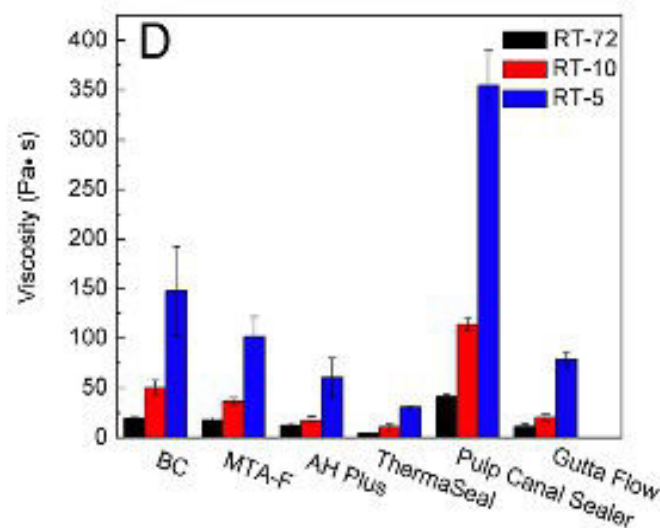


Figure 18 : Viscosité de différents ciments endodontiques. Le ciment biocéramique possède un caractère thixotrope supérieur à l'AH plus® mais inférieur au Pulp Canal Sealer® (132)

Il en ressort que les ciments endodontiques ont une capacité de déformation pseudoplastique avec un thixotropisme : leur viscosité diminue lorsqu'une force leur est appliquée. Dans cette étude, la viscosité des ciments biocéramiques est située entre l'AH plus® et le Pulp Canal Sealer®. Un manque de viscosité entraîne un risque d'extrusion dans les tissus péri-apicaux majoré lors du placement du matériau (132).

Cependant en endodontie, la norme ISO concerne l'épaisseur de film et non la viscosité.

4.4.2.9 Épaisseur de film

L'épaisseur de film est l'épaisseur de matériau présent entre deux plaques de verre. Elle permet de donner une meilleure idée de la viscosité d'un ciment de scellement. Elle est recherchée la plus fine possible, afin d'avoir un ratio gutta-percha/ciment le plus fort possible (23).

Dans l'étude précédente, l'épaisseur de film obtenue est de 22 microns, en accord avec les normes ISO (132).

Cette épaisseur de film relativement faible et l'excellente mouillabilité pourrait permettre aux ciments biocéramiques de combler l'ensemble des irrégularités du système endodontique tels que les isthmes ou canaux latéraux, permettant ainsi un scellement tridimensionnelle sans besoin d'utiliser une technique d'obturation à la gutta chaude.

Cependant, l'épaisseur de film n'est pas le facteur primordial pour les ciments biocéramiques qui sont considérés comme des matériaux d'obturation à part entière.

4.4.2.10 Solubilité

La solubilité désigne la réaction d'une espèce chimique vis à vis d'un solvant. La solubilité a été étudiée dans l'étude de Siboni et al. en 2017 (Figure 19). Ils ont démontré une solubilité et une absorption d'eau importante pour le BioRoot RCS®. Pour ce matériau, l'hydratation continue après le temps de prise final. Cela permet un relargage d'ion et une nucléation du calcium-phosphate. La grande solubilité est corrélée avec une libération d'ion OH⁻ et Ca²⁺ en créant des vides. Les ions calcium et les ions phosphate favorisent la formation d'une couche superficielle Calcium-Phosphate qui remplit les vides. Ce phénomène est responsable de la bioactivité des ciments silicates de calcium (115).

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

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

Figure 19 : La solubilité de différents ciments. Le BioRoot RCS® et le MTA Fillapex® possèdent des solubilités plus élevées que les autres ciments de scellement canalair. Cette solubilité est expliquée par l'hydrophilie de ces deux matériaux. Le Pulp Canal Sealer® et l'AH plus® sont hydrophobes (115).

Les ciments silicate de calcium possèdent donc une solubilité élevée, supérieure à la norme ISO (>3%). Deux études de Zhou et al. et Ersahan et al. en 2013 montrent des solubilités pour l'Endosequence BC sealer® supérieures aux ciments à base d'Oxyde de zinc-eugénol, en accord avec les normes ISO : 2.9% contre 0,07% respectivement (132,135).

Cette solubilité pourrait s'expliquer par la capacité des ciments biocéramiques à relarguer de manière importante des ions calcium, ce qui induirait des changements de l'état de surface (115).

4.4.2.11 Rétraction de prise

La rétraction de prise est la perte de volume du matériau suite à son changement d'état.

Il a été démontré que l'Endosequence BC sealer® ne possède pas de rétraction de prise (Figure 20)(108,132). Cette propriété est probablement due à l'absence de monomères dans les ciments silicate de calcium.

Ils possèdent une expansion de prise minime (0.1%) qui est dans les normes ISO. Cette expansion de prise est due à l'absorption d'eau par le ciment. Elle permet une meilleure obturation tridimensionnelle et un meilleur scellement apical (135).

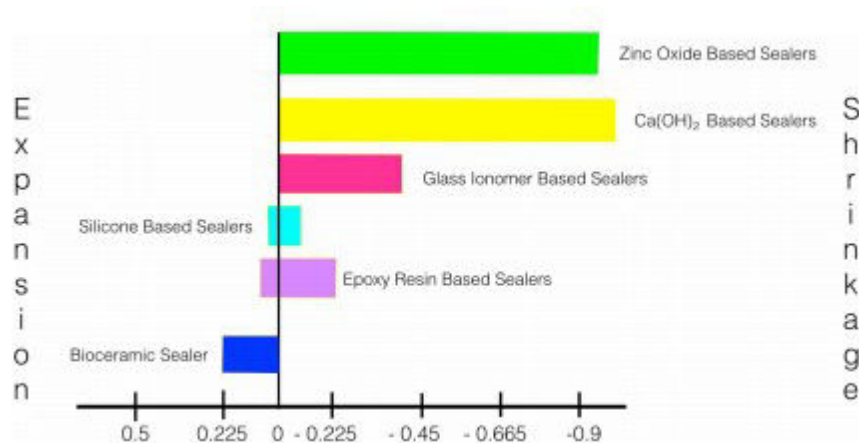


Figure 20 : L'expansion ou la rétraction de prise des ciments d'obturations. Notez la très légère expansion de prise des ciments silicate de calcium (108).

4.4.2.12 Le retraitement

Tous les ciments endodontiques devraient permettre le retraitement du canal, le taux de succès d'un traitement endodontique n'étant jamais de 100%. Des taux d'échecs de 14 à 16% ont été reportés (138).

Hess et al. en 2011 ont évalué la capacité de retraitement sur les ciments biocéramiques (Figure 21). Ils ont mis en forme et obturé des canaux mésio-vestibulaires de 40 molaires mandibulaires selon deux méthodes, soit avec de la Gutta-percha et de l'AH Plus® en condensation verticale à chaud, soit avec de la gutta-percha et de l'Endosequence BC sealer® en technique monocône. Chaque groupe était ensuite divisé en deux avec soit le cône de Gutta-percha placé à la LT, soit à la LT moins 2 mm. Les canaux étaient ensuite retraités avec du chloroforme, des limes rotatives et manuelles. Ils ont évalué la capacité à retrouver la longueur de travail, la perméabilité apicale et enfin le temps nécessaire pour réaliser le retraitement (139).

	Group 1 (%)	Group 2 (%)	Group 3 (%)	Group 4 (%)
WL regained	100 ^a	30 ^b	100 ^a	100 ^a
Patency regained	80 ^{a,c}	30 ^b	100 ^c	100 ^c
Time required (min)	7.14 ± 2.27 ^a	5.48 ± 1.58 ^{a,b}	3.73 ± 1.09 ^b	5.28 ± 2.32 ^{a,b}

Different letters indicate statistically significant difference. For the WL regained, group 2 is significantly different from groups 1, 3, and 4 ($P = .000$); for patency regained, a significant difference is found between groups 1 and 2 ($P = .035$), 2 and 3 ($P = .0015$), and 2 and 4 ($P = .0015$); and for the time required, group 1 is significantly different from group 3 ($P = .003$).

Figure 21 : La difficulté du retraitement selon les matériaux et techniques d'obturations. L'utilisation de ciment biocéramique semble compliquer le retraitement, en particulier si le cône de gutta-percha ne va pas jusqu'à la LT (139).

Pour les groupes obturés avec le ciment biocéramique, lorsque le cône est en deçà de la LT, la perméabilité n'est pas retrouvée dans 70% des cas. Lorsque le cône est à la LT, elle est retrouvée dans 100% des cas, cependant la perméabilité apicale n'est retrouvée que dans 80% des cas. Or, dans les autres groupes avec l'AH plus®, la LT et la perméabilité apicale sont retrouvées dans 100% des cas.

Une étude menée par Uzunoglu et al. en 2015 a analysé le retraitement des ciments biocéramiques en comparaison avec l'AH plus® et le MTA fillapex®. Ils ont trouvé qu'il restait plus de débris de gutta-percha et de ciment dans le groupe avec l'iRoot SP® comparativement à l'AH Plus® (140). Ce résultat est corroboré par une autre étude d'Oltra et al. en 2017 démontrant également qu'il restait significativement plus de matériaux dans le groupe avec le ciment biocéramique et que la perméabilité apicale était plus difficile à retrouver lors de retraitement de dents obturées par Endosequence BC sealer® (141).

Le retraitement des ciments biocéramiques semble plus difficile que pour les autres ciments. La perte de perméabilité apicale pourrait être expliquée par la capacité du ciment à adhérer à la dentine et à créer des “tag-like structures” de calcium et de phosphate créant une structure inter-liée entre la dentine et le ciment (106).

4.4.2.13 Coloration dentaire

En raison de l'absence d'oxyde de bismuth ou d'autres métaux lourds, les ciments biocéramiques ont peu de capacité dyschromiante comparativement au MTA. Ils conservent donc une capacité dyschromiante faible (142,143).

4.4.2.14 Force d'adhésion

Une étude de Shokouhinejad et al. en 2013 démontre que l'iRoot SP® avait une valeur d'adhésion à la dentine radiculaire équivalente comparativement à l'AH plus® et indépendamment de l'élimination ou non de la smear-layer (144).

Lors d'un test de charge verticale mené par l'équipe d'Ersahan et al. en 2010, l'adhérence d'EndoSequence Sealer® était similaire au AH Plus® et supérieure à l'EndoREZ® et au Sealapex® (145). Il a été démontré que l'utilisation d'iRoot SP® n'avait pas d'impact négatif sur la force de collage des tenons fibrés (146) et que l'élimination ou non de la *smear-layer* n'avait aucun impact sur la force de collage des ciments EndoSequence Sealer® et de l'AH plus® (144). Enfin, le placement antérieur d'hydroxyde de calcium pourrait améliorer l'adhérence des ciments biocéramiques (147).

4.4.2.15 Résistance à la fracture

L'une des causes d'échecs des traitements endodontiques est la fracture verticale. Une dent traitée endodontiquement est souvent délabrée. L'élimination de dentine lors de la mise en forme et l'utilisation d'irrigants canaux réduit la résistance mécanique de la dent. La conicité augmentée, nécessaire à la technique de Schilder, entraîne également une diminution de la résistance mécanique (148,149).

Ghoneim et al. en 2011, ont montré que l'iRoot SP® augmente la résistance à la fracture des dents dévitalisées lorsqu'il est utilisé en association avec un cône de gutta qui est traité pour avoir un revêtement biocéramique. Cette résistance est augmentée dans le cas de racine immature également (Figure 22) (150).

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

Figure 22 : Résistance à la fracture des dents obturées par différentes techniques. L'utilisation de cône de Gutta-Percha avec un revêtement spécifique améliore la résistance mécanique de la dent (150).

Ulusoy et al. en 2011, ont étudié la résistance à la fracture sur un modèle de dents immatures. Ils ont conclu que l'iRoot SP® augmente la résistance à la fracture de ces dents avec une différence statistique significative par rapport à l'AH plus® et l'EndoRez® (151).

4.4.2.16 Forage après l'obturation avec ciment biocéramique

Les ciments biocéramiques tels que le BioRoot RCS® ont un temps de prise relativement long. Il est de 300 minutes pour le BioRoot RCS® (115). Il est déconseillé de forer avant la prise du ciment.

Ainsi, les ciments biocéramiques présentent des propriétés compatibles avec l'obturation endodontique. Ils possèdent des capacités physico-chimiques et biologiques comparables ou supérieures au MTA, sans toutefois induire de dyschromies secondaires. Ils possèdent la capacité d'alcaliniser un milieu, de relarguer des ions Ca^{2+} qui vont former des nucléations Calcium-phosphate. Ces propriétés rendent ces matériaux biocompatible et sont responsables de leur capacité d'ostéo-cémento-induction. C'est pourquoi ils sont considérés comme des matériaux d'obturation contrairement aux autres ciments. Leur radio opacité bien que moins marquée par rapport aux autres ciments permet d'objectiver et de contrôler leur présence radiographiquement. Par ailleurs, ils semblent posséder des propriétés antibactériennes notamment contre *E. Faecalis* souvent mis en cause dans les cas d'infections persistantes. Concernant l'étanchéité, les ciments biocéramiques donnent de meilleurs résultats et semblent mieux adaptés et ce même avec la technique monocône. Cela peut s'expliquer par leur excellente mouillabilité, leur légère expansion de prise et leur viscosité adaptée. Enfin, leur utilisation en pratique est facilitée par leur temps de travail suffisamment long. Cependant, les difficultés rencontrées lors de leur retraitement peut être un frein à leur utilisation. Des études supplémentaires sont nécessaires pour approfondir ce point.

Tableau 3 : récapitulatif synthétiques des différents ciments endodontiques.

Caractéristiques	Biocéramiques	Ciments à base d'oxyde de zinc eugénol	Ciments à base de résine époxy
Dénominations commerciales les plus connues	iRoot SP® Endosequence BC sealer ® Wellroot® BioRoot RCS®	Endomethasone Pulp canal sealer® Sealite®	AH plus® TopSeal® Résilon®
Biocompatibilité Cytotoxicité	Extrêmement biocompatibles Très peu cytotoxiques Pas de douleurs post opératoires Action bénéfique sur les nocicepteurs	Bonne biocompatibilité Cytotoxique (s'atténue dans le temps)	Bonne biocompatibilité Cytotoxique (s'atténue dans le temps)
Propriétés antibactériennes	Propriétés antibactériennes de J0 à J7 Agit sur E. Faecalis Faiblement antifongique	Propriétés antibactériennes jusqu'à J7.	Propriétés antibactériennes jusqu'à J20.
Bioactivité	Ostéo-inducteur Cémento-inducteur Favorise la cicatrisation	Non	Non
Radio-opacité	3.84mm Al (iRoot SP®)	8.45 mm Al (Sealite®)	6.90 mm Al (AH plus®)
Étanchéité	Bonne	Mauvaise	Bonne
Propriétés du scellement	Hydrophile Thixotrope Excellent étalement Excellente mouillabilité Expansion de prise 0.1% Liaison chimique avec la dentine (<i>tag-like</i>). Les ciments biocéramiques libèrent des ions qui obturent le système canalaire laissé vacant, de proche en proche.	Pas d'adhésion naturelle à la dentine Rétraction de prise légère	Adhésion à la dentine Bon étalement Rétraction de prise légère
Ergonomie	Prémixé ou liquide+poudre Temps de travail long	Mélange poudre+liquide	Système pâte-pâte
Retraitement	Retraitement difficile Pas de solvant spécifique.	Retraitement possible Existence d'un solvant spécifique.	Difficulté en fonction du type de résine époxy utilisé. Pas de solvant spécifique

5. CONCLUSION

Une technique d'obturation doit être efficace, reproductible, simple et à moindre coût. Ces éléments sont influencés par l'expérience du praticien, la technique employée et les différents systèmes inventés par l'industrie dentaire pour simplifier cette technique.

L'analyse de la littérature démontre que les ciments biocéramiques possèdent des propriétés qui se rapprochent d'un ciment idéal. Ils sont ergonomiques, avec une légère expansion de prise, une hydrophilie qui contribuent à leur bonne capacité d'étalement, une prise en milieu humide. Ils possèdent une adhésion naturelle et progressive dans le temps à la dentine et permettent un renforcement mécanique de la dent par une obturation « monobloc ». Ils sont capables d'alcaliniser le milieu, permettant une régénération ad-integrum des tissus : ils sont ostéo-cémento-inducteur. Ils se rapprochent ainsi des propriétés idéales d'un matériau d'obturation canalaire décrit par Grossman (Tableau 2).

La technique de référence du compactage à chaud est la condensation verticale à chaud ou technique de Schilder (23). Elle a été améliorée grâce au matériel qui permet l'utilisation d'un fouloir unique monté sur une pièce à main contrôlant instantanément la température (chauffage et refroidissement). Le tiers apical est ainsi atteint et la compaction apicale assurée. Elle reste cependant difficile à appliquer en omnipratique, le coût du matériel est important, elle nécessite une phase d'apprentissage longue.

La technique monocône présentait des lacunes avec les ciments plus anciens. Avec les ciments silicate de calcium, les défauts inhérents à la technique que sont l'absence d'obturation tridimensionnelle, la grande quantité de ciment, la percolation immédiate et à moyen terme, semblent être compensés. Ainsi, une technique monocône associant un cône de gutta-percha et un ciment biocéramique semble prometteuse. Elle apparaît efficace,

rapide, reproductible, simple et à moindre coût, sans besoin de matériel satellite. La limite principale est la capacité ou non de retraiter les dents. Pourtant les ciments biocéramiques sont aussi employés dans d'autres domaines de l'endodontie en particulier dans la chirurgie endodontique de part leur facilité d'utilisation et en endodontie conservatrice et régénératrice. Ainsi, la conservation de la vitalité pulpaire et la régénération tissulaire pourraient devenir des techniques sûres et reproductibles avec le développement de ces matériaux au détriment de la pulpectomie conventionnelle (152,153).

La nouveauté des matériaux nécessite des nouvelles études et du recul pour analyser les résultats cliniques à long terme.

Index des illustrations

Figure 1.....	18
Figure 2.....	18
Figure 3.....	24
Figure 4.....	42
Figure 5.....	57
Figure 6.....	58
Figure 7.....	59
Figure 8.....	61
Figure 9.....	62
Figure 10.....	64
Figure 11.....	66
Figure 12.....	67
Figure 13.....	68
Figure 14.....	69
Figure 15.....	70
Figure 16.....	71
Figure 17.....	72
Figure 18.....	74
Figure 19.....	76
Figure 20.....	78
Figure 21.....	79
Figure 22.....	81

Index des tableaux

Tableau 1 : Synthèse des avantages et inconvénients des différentes techniques	36
Tableau 2 : Les propriétés idéales des ciments et matériaux de comblement canalaire d'après Grossman.....	38
Tableau 3 : récapitulatif synthétiques des différents ciments endodontiques.....	83

1. Haute Autorité de Santé. Traitement endodontique : Rapport d'évaluation technologique. sept 2008;
2. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.* janv 1995;28(1):12-8.
3. Nair PNR, Henry S, Cano V, Vera J. Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after « one-visit » endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* févr 2005;99(2):231-52.
4. Siqueira JF, Rôças IN. Bacterial pathogenesis and mediators in apical periodontitis. *Braz Dent J.* 2007;18(4):267-80.
5. Shuping G, Orstavik D, Sigurdsson A, Trope M. Reduction of Intracanal Bacteria Using Nickel-Titanium Rotary Instrumentation and Various Medications. *J Endod.* déc 2000;26(12):751-5.
6. Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G. Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int Endod J.* sept 1997;30(5):297-306.
7. Card S, Sigurdsson A, Orstavik D, Trope M. The Effectiveness of Increased Apical Enlargement in Reducing Intracanal Bacteria. *J Endod.* nov 2002;28(11):779-83.
8. Claisse A, Baril-Cochet I, Cochet Y. Obturation Canalair. *Cahiers de l'ADF. Association Dentaire Française - ADF; 2014. (Dossiers).* p5-33;41-45;59-64
9. Ingle, J. I., Bakland, L. K., Baumgartner, J.C., & Ingle, J. I. *Ingle's Endodontics 6.* Hamilton, Ontario, BC Decker. 978-1-55009-333-9 p43-46;49-52;800-802;1019-1043;1053-1079
10. Seltzer S, Green DB, Weiner N, DeRenzis F. A scanning electron microscope examination of silver cones removed from endodontically treated teeth. 1972. *J Endod.* juill 2004;30(7):463-74; discussion 462.
11. Brady JM, del Rio CE. Corrosion of endodontic silver cones in humans: a scanning electron microscope and X-ray microprobe study. *J Endod.* juin 1975;1(6):205-10.
12. Zmener O, Dominquez FV. Corrosion of silver cones in the subcutaneous connective tissue of the rat: a preliminary scanning electron microscope, electron microprobe, and histological study. *J Endod.* févr 1985;11(2):55-61.
13. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* avr 1974;18(2):269-96.

14. Pertot W. Quinze ans de nouveautés technologiques en endodontie. *Clinic (Paris)*. 2009;146:28-39.
15. Simon S, Machtou P, Pertot W-J. Obturation de l'endodonte. In : *Endodontie*. 2012. Editions CdP. 978-2-84361-177-3 p243-281;413-416;428.
16. Wu MK, Ozok AR, Wesselink PR. Sealer distribution in root canals obturated by three techniques. *Int Endod J*. juill 2000;33(4):340-5.
17. Allison DA, Michelich RJ, Walton RE. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. *J Endod*. févr 1981;7(2):61-5.
18. Cardoso C, Kotaka C, Redmerski R, Guilhermetti M, Queiroz A. Rapid decontamination of gutta-percha cones with sodium hypochlorite. *J Endod*. juill 1999;25(7):498-501.
19. Cohen S. Cohen's pathways of the pulp. Eleventh edition. Hargreaves KM, Berman LH, Rotstein I, éditeurs. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016. p280-315;458-460;467
20. Khongkhunthian P, Reichart P. Aspergillosis of the Maxillary Sinus as a Complication of Overfilling Root Canal Material into the Sinus: Report of Two Cases. *J Endod*. juill 2001;27(7):476-8.
21. Angerame D, Biasi MD, Pecci R, Bedini R, Tommasin E, Marigo L, et al. Analysis of single point and continuous wave of condensation root filling techniques by micro-computed tomography. *Ann Dell'Istituto Super Sanità [Internet]*. mars 2012 [cité 29 nov 2017];(1). Disponible sur: http://www.iss.it/binary/publ/cont/ANN_12_01_06.pdf
22. Somma F, Cretella G, Carotenuto M, Pecci R, Bedini R, De Biasi M, et al. Quality of thermoplasticized and single point root fillings assessed by micro-computed tomography: μ CT analysis of root fillings. *Int Endod J*. avr 2011;44(4):362-9.
23. Schilder H. Filling Root Canals in Three Dimensions. *J Endod*. avr 2006;32(4):281-90.
24. Buchanan LS. The continuous wave of condensation technique: a convergence of conceptual and procedural advances in obturation. *Dent Today*. oct 1994;13(10):80, 82, 84-5.
25. Schäfer E, Köster M, Bürklein S. Percentage of gutta-percha-filled areas in canals instrumented with nickel-titanium systems and obturated with matching single cones. *J Endod*. juill 2013;39(7):924-8.
26. Laurent E. L'obturation endodontique par condensation thermo-mécanique de gutta-percha. *Rev Fr Endod*. 1:15-31.

27. Peli J, de Jaureguiberry M, Peli-joineau C. Compactages latéral et thermomécanique combinés : intérêt clinique. *Rev Fr Endod.* 1988;7:9-27.
28. Johnson WB. A new gutta-percha technique. *J Endod.* juin 1978;4(6):184-8.
29. Wong AW-Y, Zhang S, Li SK-Y, Zhang C, Chu C-H. Clinical studies on core-carrier obturation: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* déc 2017
30. Alonso-Ezpeleta L-O, Gasco-Garcia C, Castellanos-Cosano L, Martín-González J, López-Frías F-J, Segura-Egea J-J. Postoperative pain after one-visit root-canal treatment on teeth with vital pulps: comparison of three different obturation techniques. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 1 juill 2012;17(4):e721-727.
31. Gatewood RS. Endodontic materials. *Dent Clin North Am.* juill 2007;51(3):695-712, vii.
32. Grossman LI. *Endodontic practice.* 8th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1974. p218-222
33. Jasper EA. *Original Communications; Root-Canal Therapy in Modern Dentistry.* 1933. (Dental Cosmos; vol. 75).
34. Koren LZ, Yesilsoy C, Sinai IH, Chivian N. A detailed analysis of four long-term silver cone root canal fillings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* juill 1988;66(1):86-92.
35. American Association of Endodontists. *Use of Silver Points.* 2013;
36. Jordana F, Choussat P, Colat-parros J. *La gutta-percha.* Société Francophone de Biomatériaux Dentaires 2009
37. Khayat A, Lee SJ, Torabinejad M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *J Endod.* sept 1993;19(9):458-61.
38. Becker RM, Hume WR, Wolinsky LE. Release of eugenol from mixtures of ZOE in vitro. *J Pedod.* 1983;8(1):71-7.
39. Pommel L, About I, Pashley D, Camps J. Apical leakage of four endodontic sealers. *J Endod.* mars 2003;29(3):208-10.
40. Kontakiotis EG, Wu MK, Wesselink PR. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. *Int Endod J.* sept 1997;30(5):307-12.
41. Ho Y-C, Huang F-M, Chang Y-C. Mechanisms of cytotoxicity of eugenol in human osteoblastic cells in vitro. *Int Endod J.* mai 2006;39(5):389-93.
42. Hume WR. The pharmacologic and toxicological properties of zinc oxide-eugenol. *J Am Dent Assoc* 1939. nov 1986;113(5):789-91.

43. Heling I, Chandler NP. The antimicrobial effect within dentinal tubules of four root canal sealers. *J Endod.* mai 1996;22(5):257-9.
44. Trope M, Chow E, Nissan R. In vitro endotoxin penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* avr 1995;11(2):90-4.
45. Chailertvanitkul P, Saunders WP, Mackenzie D. An assessment of microbial coronal leakage in teeth root filled with gutta-percha and three different sealers. *Int Endod J.* nov 1996;29(6):387-92.
46. Kolokouris I, Economides N, Beltes P, Vlemmas I. In vivo comparison of the biocompatibility of two root canal sealers implanted into the subcutaneous connective tissue of rats. *J Endod.* févr 1998;24(2):82-5.
47. Economides N, Kotsaki-Kovatsi VP, Pouloupoulos A, Kolokouris I, Rozos G, Shore R. Experimental study of the biocompatibility of four root canal sealers and their influence on the zinc and calcium content of several tissues. *J Endod.* mars 1995;21(3):122-7.
48. Willershausen I, Callaway A, Briseño B, Willershausen B. In vitro analysis of the cytotoxicity and the antimicrobial effect of four endodontic sealers. *Head Face Med.* 10 août 2011;7:15.
49. Barkin ME, Boyd JP, Cohen S. Acute allergic reaction to eugenol. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* avr 1984;57(4):441-2.
50. Silvestre JF, Albares MP, Blanes M, Pascual JC, Pastor N. Allergic contact gingivitis due to eugenol present in a restorative dental material. *Contact Dermatitis.* juin 2005;52(6):341-341.
51. Huang T-H, Kao C-T. pH Measurement of root canal sealers. *J Endod.* avr 1998;24(4):236-8.
52. Hovland EJ, Dumsha TC. Leakage evaluation in vitro of the root canal sealer cement Sealapex. *Int Endod J.* juill 1985;18(3):179-82.
53. Camps J, Pashley DH. Buffering action of human dentin in vitro. *J Adhes Dent.* 2000;2(1):39-50.
54. Waltimo TMT, Boiesen J, Eriksen HM, Ørstavik D. Clinical performance of 3 endodontic sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* juill 2001;92(1):89-92.
55. 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.* 2003;14(2):114-8.
56. Shalhav M, Fuss Z, Weiss EI. In vitro antibacterial activity of a glass ionomer endodontic sealer. *J Endod.* oct 1997;23(10):616-9.

57. Schmalz G, Thonemann B, Riedel M, Elderton RJ. Biological and clinical investigations of a glass ionomer base material. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 1994;10(5):304-13.
58. Geurtsen W, Leyhausen G. Biological aspects of root canal filling materials--histocompatibility, cytotoxicity, and mutagenicity. *Clin Oral Investig.* févr 1997;1(1):5-11.
59. Kolokuris I, Beltes P, Economides N, Vlemmas I. Experimental study of the biocompatibility of a new glass-ionomer root canal sealer (Ketac-Endo). *J Endod.* août 1996;22(8):395-8.
60. Lucenamartin C, Ferrerluque C, Gonzalezrodriguez M, Roblesgijon V, Navajasrodriguezdemondelo J. A Comparative Study of Apical Leakage of Endomethasone, Top Seal, and Roeko Seal Sealer Cements. *J Endod.* juin 2002;28(6):423-6.
61. Özok AR, van der Sluis LWM, Wu M-K, Wesselink PR. Sealing Ability of a New Polydimethylsiloxane-based Root Canal Filling Material. *J Endod.* févr 2008;34(2):204-7.
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.* avr 2005;31(4):307-9.
63. Bouillaguet S, Wataha JC, Tay FR, Brackett MG, Lockwood PE. Initial In Vitro Biological Response to Contemporary Endodontic Sealers. *J Endod.* oct 2006;32(10):989-92.
64. Gençoglu N, Türkmen C, Ahiskali R. A new silicon-based root canal sealer (Roekoseal-Automix). *J Oral Rehabil.* juill 2003;30(7):753-7.
65. Huuonen 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.* avr 2003;36(4):296-301.
66. Huang T-H, Yang J-J, Li H, Kao C-T. The biocompatibility evaluation of epoxy resin-based root canal sealers in vitro. *Biomaterials.* janv 2002;23(1):77-83.
67. Ørstavik D. Antibacterial properties of endodontic materials. *Int Endod J.* mars 1988;21(2):161-9.
68. Brodin P, Røed A, Aars H, Ørstavik D. Neurotoxic Effects of Root Filling Materials on Rat Phrenic Nerve in vitro. *J Dent Res.* août 1982;61(8):1020-3.
69. Braun JJ, Zana H, Purohit A, Valfrey J, Scherer P, Häikel Y, et al. Anaphylactic reactions to formaldehyde in root canal sealant after endodontic treatment: four cases of anaphylactic shock and three of generalized urticaria. *Allergy.* nov 2003;58(11):1210-5.

70. Ersev H, Schmalz G, Bayirli G, Schweikl H. Cytotoxic and mutagenic potencies of various root canal filling materials in eukaryotic and prokaryotic cells in vitro. *J Endod.* mai 1999;25(5):359-63.
71. Orstavik D, Brodin P, Aas E. Paraesthesia following endodontic treatment: survey of the literature and report of a case. *Int Endod J.* oct 1983;16(4):167-72.
72. LaBanc JP, Epker BN. Serious inferior alveolar nerve dysesthesia after endodontic procedure: report of three cases. *J Am Dent Assoc* 1939. avr 1984;108(4):605-7.
73. 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. mai 2004;135(5):646-52.
74. Shipper G, Orstavik D, Teixeira F, Trope M. An Evaluation of Microbial Leakage in Roots Filled with a Thermoplastic Synthetic Polymer-Based Root Canal Filling Material (Resilon). *J Endod.* mai 2004;30(5):342-7.
75. Barborka BJ, Woodmansey KF, Glickman GN, Schneiderman E, He J. Long-term Clinical Outcome of Teeth Obturated with Resilon. *J Endod.* avr 2017;43(4):556-60.
76. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc.* janv 2008;28(7):1319-27.
77. Hench LL. Bioceramics: From Concept To Clinic.
78. Lemons JE. Ceramics: past, present, and future. *Bone.* juill 1996;19(1 Suppl):121S-128S.
79. Dubok VA. Bioceramics — Yesterday, Today, Tomorrow. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics.* juill 2000;p381–394.
80. Lee S-J, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* nov 1993;19(11):541-4.
81. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Pittford T. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* juill 1995;21(7):349-53.
82. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc.* déc 2004;30(3):89-92.
83. Camilleri J, Montesin F, Brady K, Sweeney R, Curtis R, Ford T. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* avr 2005;21(4):297-303.
84. Dammaschke T, Gerth HUV, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater.* août 2005;21(8):731-8.

85. Shie M-Y, Huang T-H, Kao C-T, Huang C-H, Ding S-J. The Effect of a Physiologic Solution pH on Properties of White Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* janv 2009;35(1):98-101.
86. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* déc 1993;19(12):591-5.
87. Fischer EJ, Arens DE, Miller CH. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material, and super-EBA as a root-end filling material. *J Endod.* mars 1998;24(3):176-9.
88. Tang H, Torabinejad M, Kettering J. Leakage Evaluation of Root End Filling Materials Using Endotoxin. *J Endod.* janv 2002;28(1):5-7.
89. Wu M-K, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Long-term seal provided by some root-end filling materials. *J Endod.* août 1998;24(8):557-60.
90. Torabinejad M, Pairokh M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part II: Leakage and Biocompatibility Investigations. *J Endod.* févr 2010;36(2):190-202.
91. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* mai 2005;31(5):376-9.
92. Holland R, Filho JA, de Souza V, Nery MJ, Bernabé PF, Junior ED. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod.* avr 2001;27(4):281-4.
93. Duarte MAH, Demarchi ACC de O, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga S de C. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* mars 2003;95(3):345-7.
94. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* févr 2005;31(2):97-100.
95. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* août 1995;21(8):403-6.
96. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endod.* oct 1995;21(10):489-92.
97. Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material. *Dent Mater.* nov 2008;24(11):1486-94.
98. Keiser K, Johnson C, Tipton D. Cytotoxicity of Mineral Trioxide Aggregate Using Human Periodontal Ligament Fibroblasts. *J Endod.* mai 2000;26(5):288-91.

99. Huang TH, Yang CC, Ding SJ, Yeng M, Kao CT, Chou MY. Inflammatory cytokines reaction elicited by root-end filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* avr 2005;73B(1):123-8.
100. Simon S, Cooper P, Smith A, Picard B, Naulin Ifi C, Berdal A. Evaluation of a new laboratory model for pulp healing: preliminary study. *Int Endod J.* sept 2008;41(9):781-90.
101. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of Root Perforations Using Mineral Trioxide Aggregate: A Long-term Study. *J Endod.* févr 2004;30(2):80-3.
102. Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* juin 1995;79(6):756-63.
103. Hakki SS, Bozkurt SB, Hakki EE, Belli S. Effects of Mineral Trioxide Aggregate on Cell Survival, Gene Expression Associated with Mineralized Tissues, and Biomineralization of Cementoblasts. *J Endod.* avr 2009;35(4):513-9.
104. Chen C-L, Huang T-H, Ding S-J, Shie M-Y, Kao C-T. Comparison of Calcium and Silicate Cement and Mineral Trioxide Aggregate Biologic Effects and Bone Markers Expression in MG63 Cells. *J Endod.* mai 2009;35(5):682-5.
105. Komabayashi T, Spångberg LSW. Comparative Analysis of the Particle Size and Shape of Commercially Available Mineral Trioxide Aggregates and Portland Cement: A Study with a Flow Particle Image Analyzer. *J Endod.* janv 2008;34(1):94-8.
106. Pairokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *J Endod.* janv 2010;36(1):16-27.
107. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Verbeeck RMH. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* juin 2014;15(3):147-58.
108. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endodonzia.* nov 2016;30(2):70-80.
109. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod.* mai 2011;37(5):673-7.
110. Kossev D, Stefanov V. Ceramics-based sealers as new alternative to currently used endodontic sealers.
111. Camilleri J. Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *J Endod.* janv 2015;41(1):72-8.

112. Guven Y, Tuna E, Dincol M, Aktoren O. X-ray diffraction analysis of MTA-Plus, MTA-Angelus and DiaRoot BioAggregate. *Eur J Dent.* 2014;8(2):211.
113. Park J-W, Hong S-H, Kim J-H, Lee S-J, Shin S-J. X-Ray diffraction analysis of White ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* janv 2010;109(1):155-8.
114. Tyagi S, Tyagi P, Mishra P. Evolution of root canal sealers: An insight story. *Eur J Gen Dent.* 2013;2(3):199.
115. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. *Int Endod J.* déc 2017;50:e120-36.
116. Silva GF, Guerreiro-Tanomaru JM, da Fonseca TS, Bernardi MIB, Sasso-Cerri E, Tanomaru-Filho M, et al. Zirconium oxide and niobium oxide used as radiopacifiers in a calcium silicate-based material stimulate fibroblast proliferation and collagen formation. *Int Endod J.* déc 2017;50:e95-108.
117. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* mai 2013;29(5):580-93.
118. Koch K, Brave D, Nasseh AA. A review of bioceramic technology in endodontics. *Roots.* 2004;12.
119. Ratner BD. The Biocompatibility Manifesto: Biocompatibility for the Twenty-first Century. *J Cardiovasc Transl Res.* oct 2011;4(5):523-7.
120. Araújo LB, Cosme-Silva L, Fernandes AP, Oliveira TM de, Cavalcanti B das N, Gomes Filho JE, et al. Effects of mineral trioxide aggregate, Biodentine™ and calcium hydroxide on viability, proliferation, migration and differentiation of stem cells from human exfoliated deciduous teeth. *J Appl Oral Sci.* 1 févr 2018
121. Zoufan K, Jiang J, Komabayashi T, Wang Y-H, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of Gutta Flow and Endo Sequence BC sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* nov 2011;112(5):657-61.
122. Guven EP, Yalvac ME, Kayahan MB, Sunay H, SahIn F, Bayirli G. Human tooth germ stem cell response to calcium-silicate based endodontic cements. *J Appl Oral Sci.* juill 2013;21(4):351-7.
123. Zhang W, Li Z, Peng B. Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicate-based canal filling material. *Int Endod J.* sept 2010;43(9):769-74.
124. Ruparel NB, Ruparel SB, Chen PB, Ishikawa B, Diogenes A. Direct effect of endodontic sealers on trigeminal neuronal activity. *J Endod.* mai 2014;40(5):683-7.

125. Chang S-W, Lee S-Y, Kang S-K, Kum K-Y, Kim E-C. In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers: Sealapex, Sankin apatite root sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP root canal sealer. *J Endod.* oct 2014;40(10):1642-8.
126. Ciasca M, Aminoshariae A, Jin G, Montagnese T, Mickel A. A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequence root repair material and ProRoot mineral trioxide aggregate in human osteoblast cell culture using reverse-transcriptase polymerase chain reaction. *J Endod.* avr 2012;38(4):486-9.
127. 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.* juin 2012;38(6):842-5.
128. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* juill 2009;35(7):1051-5.
129. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M. Dentin extends the antibacterial effect of endodontic sealers against *Enterococcus faecalis* biofilms. *J Endod.* avr 2014;40(4):505-8.
130. Lovato KF, Sedgley CM. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* nov 2011;37(11):1542-6.
131. Ozcan E, Yula E, Arslanoğlu Z, Inci M. Antifungal activity of several root canal sealers against *Candida albicans*. *Acta Odontol Scand.* nov 2013;71(6):1481-5.
132. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Physical properties of 5 root canal sealers. *J Endod.* oct 2013;39(10):1281-6.
133. Arias-Moliz MT, Camilleri J. The effect of the final irrigant on the antimicrobial activity of root canal sealers. *J Dent.* sept 2016;52:30-6.
134. Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* juin 2009;107(6):e79-82.
135. Ersahan S, Aydin C. Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-, methacrylate resin- and epoxy resin-based sealers. *Acta Odontol Scand.* juill 2013;71(3-4):857-62.
136. Hua D, Li H, Yang B, Song L, Liu T, Cong Y, et al. Determination of contact angle of pharmaceutical excipients and regulating effect of surfactants on their wettability. *Yao Xue Xue Bao.* oct 2015;50(10):1342-5.
137. Torabinejad M, Moazzami SM, Moaddel H, Hawkins J, Gustefson C, Faras H, et al. Effect of MTA particle size on periapical healing. *Int Endod J.* déc 2017;50:e3-8.

138. Ng Y-L, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature -- Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J*. janv 2008;41(1):6-31.
139. Hess D, Solomon E, Spears R, He J. Retreatability of a bioceramic root canal sealing material. *J Endod*. nov 2011;37(11):1547-9.
140. Uzunoglu E, Yilmaz Z, Sungur DD, Altundasar E. Retreatability of Root Canals Obturated Using Gutta-Percha with Bioceramic, MTA and Resin-Based Sealers. *Iran Endod J*. 2015;10(2):93-8.
141. Oltra E, Cox TC, LaCourse MR, Johnson JD, Paranjpe A. Retreatability of two endodontic sealers, EndoSequence BC Sealer and AH Plus: a micro-computed tomographic comparison. *Restor Dent Endod*. févr 2017;42(1):19-26.
142. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Pirmoazen S, Shamshiri AR, Dummer PMH. Evaluation and Comparison of Occurrence of Tooth Discoloration after the Application of Various Calcium Silicate-based Cements: An Ex Vivo Study. *J Endod*. janv 2016;42(1):140-4.
143. Możyńska J, Metlerski M, Lipski M, Nowicka A. Tooth Discoloration Induced by Different Calcium Silicate-based Cements: A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod*. oct 2017;43(10):1593-601.
144. Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri AR. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Aust Endod J J Aust Soc Endodontology Inc*. déc 2013;39(3):102-6.
145. Ersahan S, Aydın C. Dislocation Resistance of iRoot SP, a Calcium Silicate-based Sealer, from Radicular Dentine. *J Endod*. déc 2010;36(12):2000-2.
146. Özcan E, Çapar I, Çetin A, Tunçdemir A, Aydınbelge H. The effect of calcium silicate-based sealer on the push-out bond strength of fibre posts: Effect of iRoot SP on bond strength of fibre posts. *Aust Dent J*. juin 2012;57(2):166-70.
147. Wanees Amin SA, Seyam RS, El-Samman MA. The Effect of Prior Calcium Hydroxide Intracanal Placement on the Bond Strength of Two Calcium Silicate-based and an Epoxy Resin-based Endodontic Sealer. *J Endod*. mai 2012;38(5):696-9.
148. Sağsen B, Ustün Y, Pala K, Demirbuğa S. Resistance to fracture of roots filled with different sealers. *Dent Mater J*. 2012;31(4):528-32.
149. Topçuoğlu HS, Tuncay Ö, Karataş E, Arslan H, Yeter K. In vitro fracture resistance of roots obturated with epoxy resin-based, mineral trioxide aggregate-based, and bioceramic root canal sealers. *J Endod*. déc 2013;39(12):1630-3.

150. Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *J Endod.* nov 2011;37(11):1590-2.
151. 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.* oct 2011;112(4):544-7.
152. 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.* mars 2018;51(3):284-317.
153. 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.* févr 2018;51(2):177-205.

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2018 – N°:

Évolution des techniques d'obturations : l'apport des ciments biocéramiques./ Guy Paul-André - p. 99 : ill. 22 ; réf. 153.

Domaines : Dentisterie restauratrice endodontie

Mots clés RAMEAU : Obturation canalaire ; Biocéramiques

Mots clés FMeSH: Obturation de canal radiculaire ; Produits d'obturation des canaux radiculaires ; Silicates

Mots-clés Clefs libres : Techniques d'obturation ; Silicates de calcium ; Ciment de scellement canalaire

L'endodontie est une branche de la dentisterie qui vise à rétablir la fonction de l'organe dentaire, afin de le conserver dans la cavité buccale. L'obturation consiste en la dernière étape du traitement endodontique. Tout comme la discipline, les techniques et matériaux d'obturations ont évolué drastiquement. Cependant, ces matériaux présentent des limites. L'objectif de ce travail est de présenter l'intérêt des nouveaux ciments à base de silicate de calcium en endodontie, en étudiant la littérature. La première partie s'efforce de retracer l'histoire de l'endodontie et des matériaux liés à la technique. La deuxième partie référence les techniques et matériaux utilisés en endodontie. Enfin, la troisième partie se projette au cœur des ciments biocéramiques. Cette étude de la littérature voit l'utilisation des biocéramiques justifiée d'un point de vue scientifique de part leur propriétés physicochimiques mais également d'un point de vue économique et ergonomique en procurant aux praticiens accessibilité, sécurité et confort d'utilisation. Leur principale limite est liée à la capacité de retraiter les dents et au faible recul. Pourtant, ils pourraient être une voie d'avenir concernant la pérennité des traitements endodontiques, la conservation de la vitalité pulpaire, la régénération tissulaire et la chirurgie endodontique.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Pascal Béhin

Assesseurs : Monsieur le Docteur Jérôme Vandomme, Monsieur le Docteur Lieven Robberecht, Madame le Docteur Kadiatou Sy
