

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2024

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 08 Octobre 2024

Par Marc, QUATANNENS

Né le 03 Octobre 1998 à Lille-France

**EVOLUTION ET OPTIMISATION DES
MATERIAUX D'OBTURATION EN
MICRO-CHIRURGIE ENDODONTIQUE**

JURY

Président : Monsieur le Professeur DEVEAUX Etienne
Asseseurs : Monsieur le Docteur COUTEL Xavier
Madame le Docteur HENAUT Marine
Monsieur le Docteur LINEZ Marc

Président de l'Université :	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université :	A.V. CHIRIS FABRE
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V. MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de Prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Odontologie Pédiatrique Responsable du département d'Orthopédie dento-faciale
E. DEVEAUX	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
X. COUDEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
C. DENIS	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de 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	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

M.BEDEZ Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie

R. WAKAM KOUAM Prothèse

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

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

Table des matières

1. Introduction.....	8
2. Rappels anatomiques.....	9
2.1. Anatomie endodontique	9
2.1.1. Anatomie apicale conventionnelle	9
2.1.2. Variations anatomiques	10
2.2. Pathologies endodontiques péri-apicales.....	13
2.2.1. Parodontite apicale aiguë	14
2.2.2. Parodontite apicale chronique	14
3. Le matériau idéal en micro-chirurgie endodontique.....	16
3.1. Les conditions de travail et contraintes lors de la micro-chirurgie	16
3.1.1. Saignement	16
3.1.2. Accès au péri-apex.....	17
3.1.3. Instruments adaptés	17
3.1.4. Localisation de la lésion	18
3.2. Propriétés attendues d'un matériau idéal pour la micro-chirurgie endodontique.....	18
3.2.1. Scellement apical et adhésion aux parois dentinaires	19
3.2.2. Biocompatibilité	19
3.2.3. Bioactif.....	19
3.2.4. Effet bactéricide ou bactériostatique.....	20
3.2.5. Hydrophilie	20
3.2.6. Temps de prise	20
3.2.7. Radio-opacité	21
3.2.8. Manipulation	21
3.2.9. Prix et disponibilité.....	21
4. Histoire des matériaux d'obturation en micro-chirurgie endodontique	22
4.1. L'or.....	22
4.1.1. Avantages.....	23
4.1.2. Inconvénients	24
4.2. L'amalgame.....	24
4.2.1. Avantages.....	24
4.2.2. Inconvénients	25
4.3. La gutta percha	26
4.3.1. Avantages.....	27
4.3.2. Inconvénients	27
4.4. Le Cavit®	28
4.4.1. Inconvénients	29

4.5. Les ciments oxyde de zinc eugéol et ZOE renforcés	29
4.5.1. IRM®	30
4.5.1.1. Avantages	30
4.5.1.2. Inconvénients.....	31
4.5.2. Le Super EBA®	32
4.5.2.1. Avantages	32
4.5.2.2. Inconvénients.....	33
4.6. Les ciments verres ionomère (CVI).....	33
4.6.1. Avantages.....	33
4.6.2. Inconvénients	35
4.7. Résines composites	36
4.7.1. Avantages.....	37
4.7.2. Inconvénients	38
4.8. Biocéramiques	39
4.8.1. Première génération	40
4.8.1.1. Avantages	40
4.8.1.2. Inconvénients.....	42
4.8.2. Seconde génération	44
4.8.2.1. Biodentine®	44
4.8.2.1.1. Avantages.....	45
4.8.2.1.2. Inconvénients	46
4.8.2.2. CEM® (Calcium Enriched Mixture)	47
4.8.2.2.1. Avantages.....	47
4.8.2.2.2. Inconvénients	48
4.8.2.3. Famille des RRM (« root repair material »)	49
4.8.2.3.1. Avantages.....	50
4.8.2.3.2. Inconvénients	52
5. Protocole d'obturation et instrumentation	53
5.1. Protocoles de préparation des matériaux en micro-chirurgie endodontique	53
5.2. Protocole et instrumentation d'obturation rétrograde actuel	54
5.3. Optimisation des protocoles d'obturation	56
Conclusion.....	62
BIBLIOGRAPHIE.....	63
TABLE DES ILLUSTRATIONS	76
Figures.....	76
Tableaux.....	77

1. Introduction

L'endodontie représente une discipline essentielle pour la conservation de la dent suite à une atteinte du système pulpaire. Malgré un taux de succès théorique important du traitement endodontique initial (95 %), il peut arriver qu'une pathologie péri-apicale puisse apparaître, persister ou réapparaître, du fait de la complexité de l'anatomie radiculaire [98]. Ainsi, le retraitement endodontique peut être indiqué afin de rétablir une situation compatible avec la santé du péri apex.

Même si la majorité des lésions péri-apicales peuvent répondre favorablement aux traitements non chirurgicaux de l'endodonte, dans certaines conditions, qui seront énoncées par la suite, le traitement chirurgical doit être envisagé en complément, voire même, en première intention. Permettre la cicatrisation pour éviter l'avulsion devient l'objectif à atteindre.

C'est pour cela que la micro-chirurgie endodontique s'est développée et a évolué depuis de nombreuses années. Le concept de chirurgie endodontique est apparu entre la fin du XIX^e siècle et le début du XX^e siècle. A cette époque, l'objectif de cette intervention n'était que de retirer les parties nécrotiques de l'apex et d'exciser les tissus péri-apicaux sans prise en compte de la présence d'infections intra-radicales. Les échecs de ces traitements chirurgicaux de l'époque ont alors entraîné une remise en question des techniques.

Ainsi les progrès scientifiques dans le domaine de l'endodontie ont permis de faire évoluer le concept de chirurgie endodontique. Depuis le début des années 1990, l'apport du microscope endodontique, l'instauration des biocéramiques, l'utilisation des ultrasons et de micro-instruments permettent de valider le concept de micro-chirurgie endodontique avec une approche conservatrice et respectueuse des tissus dentaires et parodontaux.

De nombreuses situations peuvent nécessiter le recours à la micro-chirurgie endodontique : une anatomie canalaire complexe, l'altération sévère de l'anatomie canalaire lors d'un traitement initial, l'hyper minéralisation canalaire, la fracture d'instrument, les tenons radiculaires, entre autres.

Toutefois, cette intervention est contre-indiquée lors de certaines pathologies générales, de proximité avec les structures anatomiques nobles, d'un rapport couronne/ racine pouvant devenir trop défavorable, ou lorsqu'il existe une pathologie parodontale sévère non stabilisée

Depuis ces dernières années, le taux de succès d'une telle intervention s'est amélioré, passant de 59 % pour une chirurgie endodontique traditionnelle à 94 % pour une micro-chirurgie selon les études de Setzer et coll. [122,124]

L'objectif de cette thèse est donc, dans un premier temps, de rappeler quelques notions essentielles de l'anatomie péri-apicale puis de comprendre les caractéristiques attendues d'un matériau d'obturation *a retro*. Une présentation de l'histoire et une analyse des caractéristiques de chacun d'eux seront réalisées. Enfin une description des protocoles cliniques de préparation des matériaux et des moyens d'optimiser leurs utilisations apparaît comme essentiel.

2. Rappels anatomiques

2.1. Anatomie endodontique

2.1.1. Anatomie apicale conventionnelle

L'apex est une zone essentielle de la dent. Elle constitue la frontière entre le système endodontique canalaire de la dent et les tissus péri apicaux constitués, quant à eux, par l'os et le ligament parodontal. De ce fait, l'apex est une région clef dans la gestion des pathologies péri-apicales. Et une compréhension de son anatomie et de sa complexité est primordiale afin d'appréhender de manière optimale les lésions affectant les tissus péri-apicaux.

L'apex correspond à la partie terminale d'une ou des racines dentaires.

Il est constitué de 3 entités anatomiques que sont :

- la constriction apicale,
- le foramen apical,
- la jonction cémento-dentinaire,

La constriction apicale est la portion apicale la plus rétrécie du canal principal. Cette constriction n'est pas constante. Lorsqu'elle est présente, elle se situe généralement entre 0,5 et 1,5 mm du centre du foramen apical selon Vertucci. [147].

Le foramen apical, quant à lui, se situe en aval de cette constriction apicale. A partir de cette dernière, le canal s'élargit à nouveau à mesure qu'il s'approche du foramen apical.

Comme son nom l'indique, la jonction cémento-dentinaire est la zone d'union entre le cément et la dentine. Cette région ne peut être localisée ni cliniquement ni radiologiquement et représente la frontière entre la fin des tissus pulpaux et le début des tissus apicaux.

Deux types d'apex peuvent être décrits :

- l'apex anatomique correspond à la fin du canal déterminée de manière morphologique. Selon les études, le foramen apical coïncide avec l'apex anatomique dans entre 6,7 % et 46 % des cas [21,146]. Dans le reste des cas, l'étude de Gutierrez et coll. montre que ce foramen apical s'ouvre latéralement à la surface de la dent à une distance de l'apex anatomique comprise entre 0,2 et 3,8mm (figure 1) [56]. Cette variation peut être supérieure dans certains cas inhabituels, comme le montre l'étude de Versiani [145].

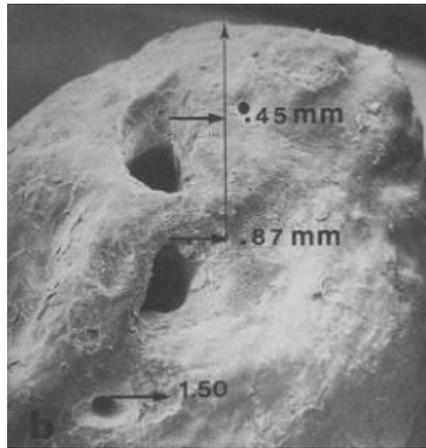


Figure 1. *Présence de 3 foramina sur la face linguale d'une incisive centrale mandibulaire [56]*

- l'apex radiographique est représenté comme la fin radiologique du canal radicaire principal.

2.1.2. Variations anatomiques

L'anatomie canalaire est complexe et variable à la fois en nombre mais aussi dans sa forme comme le montre la classification de Versiani et Ordinola Zapata (figure 2). Ces derniers classifient 37 configurations les plus fréquentes pour des canaux radiculaires principaux.

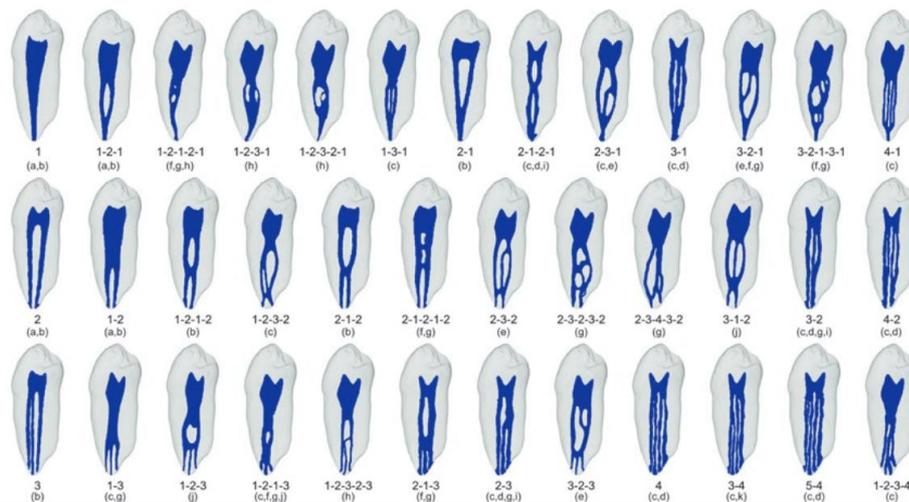


Figure 2. *Classification des 37 configurations canalaire les plus communes : Versiani et Ordinola Zapata [143,144]*

Ajouté à cela, de nombreuses variations anatomiques peuvent être observées au sein du système endodontique et perturber les traitements de l'endodonte à la fois dans son accès, son instrumentation, son irrigation ou son obturation.

Ces variations ont été rapportées comme beaucoup plus fréquentes et nombreuses dans le tiers apical du canal radiculaire. L'étude de Vertucci, sur 240 dents, montre un nombre de ramifications canalaire moindre au niveau du tiers coronaire (environ 6,3%), légèrement plus important au niveau du tiers moyen (11,4%) et nettement supérieur au tiers apical (73,5%) [146].

Ces relevés sont confirmés par Ricucci et Siqueira qui montrent, sur un échantillon de 493 dents, une fréquence de canaux accessoires et de ramifications apicales autour des 75 %. Ils rapportent aussi un recensement de ces variations plus important en direction apicale et sur les dents postérieures [113].

Ces anatomies particulières peuvent être :

- des **canaux accessoires** : ils correspondent à des ramifications du canal principal qui communiquent avec le ligament parodontal. C'est donc un lieu de passage possible, pour les bactéries et leurs produits, de la pulpe nécrotique canalaire vers le ligament parodontal et être responsables de pathologies péri radiculaires. Une étude menée par De Deus sur la fréquence, la localisation et la direction des canaux accessoires sur 1140 dents, montre une prévalence de ces canaux de 27,4 % dont 17 % sont présents dans la région apicale (contre 8,8 % dans la partie moyenne et 1,6 % dans la partie coronaire) [36].
- des **deltas** : divisions terminales du canal principal en multiples ramifications. Leurs fréquences d'apparition sont significativement rapportées notamment pour la seconde prémolaire maxillaire (15,1 %) et pour la racine distale de la première molaire mandibulaire (14%) (figure 3).

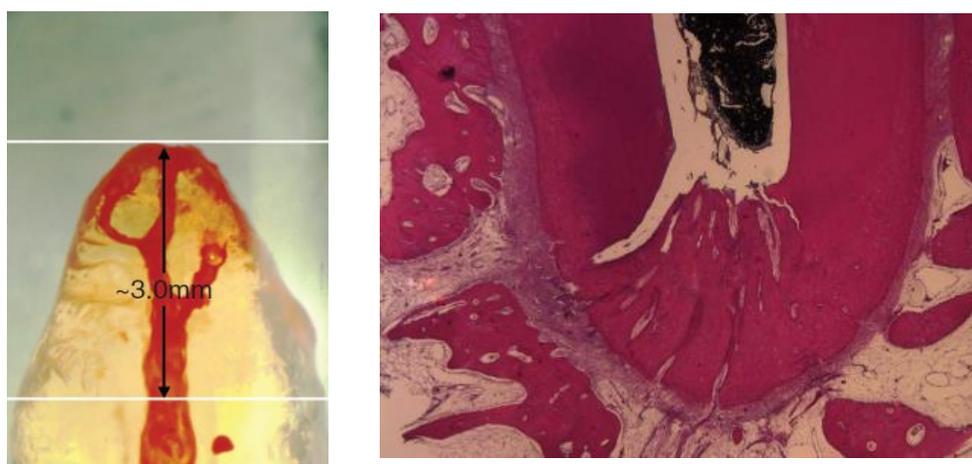


Figure 3. Ramifications apicales, à l'apex d'une dent monoradiculée, mis en évidence par l'intermédiaire de colorants [14] (à gauche) et analyse microscopique des deltas apicaux (à droite) [52]

La distinction entre canal accessoire et delta se fait par la continuité ou non du canal principal. Dans les cas de canaux accessoires, le canal principal peut être visuellement suivi, contrairement aux deltas où le canal principal disparaît dans la région apicale pour donner différentes ramifications.

- des **isthmes** : ils correspondent à des communications entre 2 canaux qui peuvent contenir une pulpe vitale, une pulpe nécrosée, du biofilm ou des restes de matériaux d'obturation. Ces isthmes constituent des zones extrêmement complexes à instrumenter et à irriguer chimiquement. De nombreuses études cliniques montrent, lors d'une intervention chirurgicale avec apicectomie, de nombreux isthmes non obturés. Une classification des 5 types de configurations d'isthmes a été établie par Hsu et Kim et permet de comprendre leur complexité [59].

Somma et De Pablo ont rapporté une fréquence d'isthmes importante pour les premières molaires maxillaires et mandibulaires (respectivement 71 % et 54,8 %). Même s'ils observent un pourcentage supérieur pour ces variations dans le tiers moyen (entre 59 et 79 %), leur présence est relativement importante dans le tiers apical (entre 24 et 50 % des cas) [37,133].

- des **canaux en C** : Ces anatomies sont généralement retrouvées au sein des racines fusionnées des molaires maxillaires ou des prémolaires et molaires mandibulaires. Tout comme les isthmes, ces zones d'anastomoses constituent une difficulté lors de la réalisation des traitements endodontiques. Cela est dû à l'irrégularité de leurs morphologies, l'accumulation de débris, la présence de tissus nécrotiques, la finesse de leurs parois canalaire qui peuvent conduire, parfois, lors de leur instrumentation à des perforations.

L'origine ethnique semble avoir un impact sur leur prévalence notamment chez les populations asiatiques. En effet, Zheng et coll. rapportent la présence de canaux en C sur 39 % des 608 dents qu'ils ont pu analyser [160].

Toutes ces voies de communication, complexes à instrumenter et à irriguer, constituent des causes possibles d'échec des thérapeutiques endodontiques non chirurgicales. Selon les indications qui sont énoncées par la suite, il est alors nécessaire d'envisager la réalisation d'une intervention endodontique micro-chirurgicale avec apicectomie, idéalement des 3 derniers millimètres de l'apex où ces variations sont les plus nombreuses. Cependant il est important de signaler que certaines situations cliniques ne permettent pas d'obtenir ces trois millimètres (tenons très longs notamment). Ceci ne contre-indique pas systématiquement cette intervention de seconde intention, voire de première intention.

L'étude de Gao et coll. montre, notamment, lors de l'analyse des deltas et des ramifications apicales, que la distance moyenne entre le début de ces variations et l'apex de la racine est de 1,87 mm [52]. Dans 13 % des cas, ces variations commencent à plus de 3mm de l'apex. Ils en concluent donc que lors d'une intervention endodontique chirurgicale, si 3mm de l'apex sont réséqués,

l'ensemble des ramifications infectées et colonisées par les bactéries et le biofilm sont éliminées dans 87 % des cas (figure 3).

Dans les 13 % restants, des ramifications infectées vont persister ; d'où la nécessité d'observer la surface radiculaire réséquée au microscope afin d'augmenter si besoin et si possible la longueur d'apicectomie. Cependant, la réalisation d'une cavité *a retro* peut permettre d'obturer un canal latéral par exemple, évitant ainsi une telle extension.

2.2. Pathologies endodontiques péri-apicales

Comme leurs noms l'indiquent, les LIPOE (lésions inflammatoires péri-radiciaires d'origine endodontique) correspondent à des pathologies inflammatoires des tissus péri-apicaux.

L'inflammation péri-apicale est une réaction des tissus apicaux liée à des irritants du canal radiculaire

L'infection péri-apicale est due, quant à elle, à la présence physique de micro-organismes pathogènes dans les tissus péri-apicaux causant ainsi des dommages.

Ces lésions sont le résultat de l'interaction dynamique entre des facteurs agresseurs du système endodontique et les mécanismes de défense de l'hôte.

Les facteurs agresseurs peuvent être de différentes origines telles que :

- des bactéries : elles ont un rôle principal dans le développement des parodontites apicales,
- des sous-produits bactériens : enzymes protéolytiques, exotoxines et endotoxines permettant la destruction des tissus et de la membrane des cellules immunitaires,
- des irritants mécaniques : sur instrumentation, sur extension,
- des irritants chimiques : médications intra-canalaires, matériaux d'obturation, irrigants,
- des traumatismes.

Les défenses de l'hôte :

- les cellules de défense : neutrophiles, macrophages, lymphocytes,
- les médiateurs de l'inflammation : prostaglandines, cytokines, métalloprotéases, anticorps, entre autres.

Différentes pathologies péri-apicales peuvent être diagnostiquées par les signes cliniques, les symptômes rapportés et les tests effectués (test de sensibilité, percussion, palpation, radiologique, cône de gutta, entre autres).

2.2.1. Parodontite apicale aiguë

Ces lésions correspondent à une inflammation aiguë locale des tissus péri-apicaux dont l'origine provient de la pulpe pathologique.

La colonisation du système endodontique par les micro-organismes va conduire au déclenchement des réactions immunitaires, à une vasodilatation, une perméabilité vasculaire et un recrutement des cellules de défense.

A ce stade, cette lutte contre ces deux entités va engendrer des changements au sein des tissus péri apicaux.

En effet, les médiateurs de l'inflammation vont participer au déséquilibre de la balance apposition/ résorption osseuse physiologique en mobilisant les cellules ostéoclastiques et en inhibant l'activité des ostéoblastes.

Le patient peut alors ressentir, à ce stade, des sensibilités ou douleurs à la pression, des difficultés à la mastication, une sensation d'élévation de la dent. Au niveau radiologique, très peu de modifications des tissus péri-apicaux sont visibles car l'inflammation est limitée au ligament desmodontal. Ainsi, seul un élargissement du ligament desmodontal peut être éventuellement constaté [17].

Les parodontites apicales aiguës peuvent être qualifiées de primaires lorsqu'elles sont induites par des bactéries pathogènes ou de secondaires quand elles surviennent sur une parodontite chronique existante [129].

Si aucun traitement n'est réalisé, ces micro-organismes persistent au sein du canal. Ces lésions peuvent devenir chroniques.

2.2.2. Parodontite apicale chronique

La persistance des micro-organismes et de leurs sous-produits va provoquer des modifications immunologiques notamment par l'augmentation des macrophages et lymphocytes qui vont s'encapsuler au sein d'un tissu collagénique [95].

Lors de l'entrée dans la phase chronique, les cellules T vont s'activer et provoquer une diminution du nombre de cytokines pro-inflammatoires conduisant à une diminution de l'activité des ostéoclastes et donc à la diminution de la résorption osseuse. Toutefois ces cellules T vont aussi induire une augmentation de la production des facteurs de croissance des tissus conjonctifs (TGF bêta) et des débris de Malassez, responsables de la prolifération des fibroblastes et donc de l'encapsulation de la lésion selon les études de Stashenko et de Gemmell [54].

Deux types de lésions chroniques peuvent être décrites :

- le granulome : il correspond à un tissu de granulation, constitué d'infiltrations cellulaires et de fibroblastes, appendu à l'apex d'une dent pathologique. Les granulomes peuvent être ou non épithélialisés. Nair et coll. décrivent, dans leur étude, que 45 % des lésions chroniques sont épithérialisées [95]. Leur prévalence est importante puisqu'il a été montré qu'entre 48 et 85 % des lésions péri-apicales sont des granulomes.

- les kystes : lésions inflammatoires entourées d'un épithélium délimitant une cavité. Elles sont une séquelle directe d'une parodontite apicale chronique. Cependant toutes les parodontites chroniques ne génèrent pas des kystes.

Contrairement au granulome, leur prévalence est beaucoup plus faible (entre 23 et 42 % des lésions péri-apicales selon l'étude) [12].

Deux sous-types de kystes peuvent être diagnostiqués :

→ les kystes vrais : capsules fibreuses entourant une cavité hermétique sans communication avec le système canalaire

→ les kystes en poche : enveloppes épithéliales ouvertes communiquant avec le canal radiculaire.

Toutes ces pathologies correspondent à des lésions inflammatoires, les bactéries sont donc absentes des tissus péri-apicaux et circonscrites, au sein du système endodontique, par les mécanismes de défense de l'hôte.

Lorsque les défenses de l'hôte sont dépassées, ces bactéries peuvent diffuser au sein de l'os ou des tissus péri-apicaux et conduire à des abcès ou s'ouvrir vers l'extérieur *via* une fistulisation.

3. Le matériau idéal en micro-chirurgie endodontique

L'utilisation et la sélection du matériau d'obturation font suite à une phase pré-opératoire (anamnèse, examen clinique, indications et contre-indications, consentement et prescription pré opératoire) et une phase per-opératoire avec la préparation et le positionnement correct du patient, la réalisation de l'anesthésie locale, l'accès au site opératoire (incision, décollement, ostéotomie), le curetage de la lésion, l'apicectomie et enfin l'hémostase. Ce contrôle de l'hémostase, essentiel au succès de l'obturation, peut être obtenu de différents moyens : hémostatique à base de collagène, Surgicel[®], éponges à base de gélatine, sulfate ferrique, boulette de coton imprégnée d'adrénaline, cire à os, chlorure d'aluminium. La réalisation de la cavité *a retro* peut ensuite être envisagée à l'aide d'inserts ultrasonores suivie de son obturation à l'aide de matériaux spécifiques. Une fois le matériau mis en place, une observation microscopique et une analyse radiographique de l'obturation sont réalisées afin d'apprécier la qualité, la densité, l'homogénéité de l'obturation. Une fois validées, le lambeau est remis en place puis suturé. Un contrôle post opératoire est instauré dans le but de suivre la cicatrisation.

3.1. Les conditions de travail et contraintes lors de la micro-chirurgie

De nombreux facteurs vont interférer avec l'intervention au sein du péri apex et complexifier l'obtention d'une obturation efficace du système radiculaire.

3.1.1. Saignement

Après réalisation de l'ostéotomie, la gestion de la crypte osseuse et notamment de l'hémostase est indispensable avant de pouvoir entreprendre l'apicectomie et surtout l'obturation *a retro* du système canalaire. Il est nécessaire de s'assurer que l'ensemble du tissu de granulation a été éliminé de la crypte. Toutefois, dans certaines situations, un saignement spontané peut persister malgré un nettoyage minutieux. Il peut alors être indiqué d'utiliser d'autres méthodes pour assurer l'hémostase. La gestion des fluides biologiques est indispensable car elle peut impacter les propriétés du matériau d'obturation et réduire les chances de succès.

3.1.2. Accès au péri-apex

Aujourd'hui l'accès au péri-apex lors d'une micro-chirurgie a beaucoup évolué. Du fait de la volonté d'économie tissulaire et avec les évolutions des techniques d'ostéotomie (CBCT, piezotome, guide chirurgical), la fenêtre d'accès lors d'une micro-chirurgie s'est réduite au cours du temps pour atteindre une taille d'environ 16 à 25 mm². Cette évolution a permis d'être plus conservateur en tissu osseux et de minimiser les complications pour le patient, mais a pour inconvénient notamment de réduire la visibilité et l'accès au site d'intérêt. La taille de la fenêtre doit donc être adaptée au volume en 3 D de la lésion et non réduite à des dimensions théoriques (figures 4 et 5)



Figures 4 et 5. *Adaptation de l'accès au péri apex/volume 3D/ secteur d'intervention de la pathologie (iconographie Dr LINEZ)*

3.1.3. Instruments adaptés

Pour la réalisation de micro-chirurgie endodontique, il est primordial pour le praticien d'utiliser un matériel adapté et notamment des instruments aux extrémités miniaturisées et un microscope opératoire. De nombreux instruments ont été développés afin de faciliter l'intervention : micro-miroirs, lames micro-chirurgicales, ultrasons, irrigateur Stropko®, fouloirs micro-chirurgicaux, entre autres (figure 6). Il est aujourd'hui inconcevable de réaliser une micro-chirurgie endodontique sans avoir tous ces équipements.



Figure 6. *Comparaison de la taille d'un micro-miroir pour la micro-chirurgie endodontique et d'un miroir de bouche classique [129]*

3.1.4. Localisation de la lésion

La localisation de la lésion va avoir un impact important lors de l'intervention (accès, visibilité). Le taux de succès n'est pas le même entre une intervention sur une dent antérieure (dont le taux est d'environ 96 %) et une dent postérieure où la visibilité et l'accès sont beaucoup plus complexes, notamment pour les molaires mandibulaires et les secondes molaires maxillaires (le taux de succès est proche des 76 %) comme le montre l'étude de Lai et coll. de 2022) [76].

3.2. Propriétés attendues d'un matériau idéal pour la micro-chirurgie endodontique

Face aux conditions énoncées précédemment, il est essentiel d'utiliser un matériau permettant une tolérance aux conditions imposées par le site chirurgical. Même si de nombreux matériaux sont présents sur le marché, aucun de ceux-ci ne répond à l'ensemble des propriétés requises pour affirmer la notion de matériau idéal. Il convient pour le praticien, avant d'utiliser un nouveau matériau, de connaître les caractéristiques nécessaires pour une obturation idéale. Gutmann et Harrison en 1991, ainsi que Andreasen et coll. en 1993 ont défini les propriétés idéales du matériau d'obturation rétrograde [57]. La plupart sont encore d'actualité mais ont été régulièrement améliorés.

3.2.1. Scellement apical et adhésion aux parois dentinaires

Comme lors de la réalisation d'un traitement endodontique initial, l'objectif principal de l'obturation en micro-chirurgie consiste en la fermeture hermétique de l'apex par abord rétrograde. La qualité de ce scellement apical est considérée comme un facteur décisif dans le succès de l'intervention. L'adhésion aux parois dentinaires est donc primordiale afin d'empêcher toute création de vide entre le matériau et la paroi radulaire et ainsi prévenir tout risque de percolation secondaire. Depuis les années 90, de nombreuses études ont analysé les risques de « fuites bactériennes » en utilisant divers colorants (Pitt Ford 1980, Bramwell et Hicks en 1986), des bactéries (Luomanen et Tuompo en 1985), des isotopes radioactifs (Tronstad et coll. en 1983) et techniques d'imageries CBCT ou un microscope électronique (Tanzilli et coll. en 1980), entre autres [18,82]. Toutefois la technique la plus rapportée dans les études cliniques reste la méthode décrite par Derkson et Pashley de filtration de fluides [39]. Cette dernière repose sur l'utilisation de fluides en pression et permet d'apprécier la résistance du matériau aux risques de « micro-fuites » en donnant des informations sur la quantité de fuite et la longueur de pénétration.

Afin de garantir un succès au long terme de l'intervention, il convient que le matériau d'obturation soit stable, tridimensionnellement, et insoluble au sein des fluides dans lesquels il pourrait être exposé.

3.2.2. Biocompatibilité

La biocompatibilité d'un matériau correspond à sa capacité à ne pas interférer, détruire ou dégrader les tissus dans lesquels il est utilisé. Ainsi le matériau d'obturation en micro-chirurgie endodontique ne doit donc pas être cytotoxique, génotoxique et ne doit pas induire de réaction inflammatoire dans les tissus hôtes. Le matériau doit être inerte d'un point de vue électrochimique afin d'éviter tout risque de corrosion (dégradation d'un métal par une réaction chimique ou électrochimique) ou de tatouage muqueux. Les études de biocompatibilité des matériaux dentaires se font de manière *in vivo* ou *in vitro* par la culture de population cellulaire et par l'observation de leur adhésion et de leur survie au sein de l'environnement du matériau.

3.2.3. Bioactif

La bio-activité correspond à la capacité d'un matériau à promouvoir une réaction positive au sein de tissus hôtes. Dans le cadre de la micro-chirurgie endodontique, une réaction des tissus péri-apicaux a lieu du fait de la persistance d'une parodontite apicale. Ainsi la mise en place d'un matériau bio-actif a pour objectif de permettre la cicatrisation *ad integrum* du système parodontal

périphérique tout en minimisant, voire même évitant, une réaction inflammatoire de contact à la surface du matériau d'obturation.

3.2.4. Effet bactéricide ou bactériostatique

Du fait de la complexité de l'anatomie radiculaire, des bactéries peuvent persister au sein des tubuli dentinaires et induire un échec de la thérapeutique. De même, une colonisation bactérienne peut se faire à la surface externe de la racine conduisant à la persistance des parodontites apicales et à l'échec des traitements endodontiques. De ce fait, la présence d'agents bactéricides ou bactériostatiques au sein du matériau d'obturation va permettre d'agir sur ces colonies bactériennes en inhibant leur croissance ou en provoquant leur destruction. Les études cliniques s'intéressant à l'activité antibactérienne des matériaux d'obturation *a retro* analysent, principalement, une famille de bactéries connue sous le nom de *Enterococcus faecalis* [10,30]. Cette dernière est considérée comme une source majeure d'infections endodontiques et de persistance de ces pathologies du fait de sa haute résistance face aux défenses immunitaires de l'hôte. Le test le plus utilisé pour la mesure de l'activité antibactérienne d'un matériau est le test de diffusion en gélose. Il consiste en la mesure du rayon d'inhibition du matériau au sein d'une matrice d'agar et de cultures bactériennes.

3.2.5. Hydrophilie

L'hémostase et l'assèchement du système canalaire sont à rechercher avant la mise en place du matériau d'obturation. L'humidité persiste au sein de la crypte osseuse et peut perturber les propriétés du matériau. Afin de limiter ce risque, il est raisonnable de s'orienter vers des matériaux présentant des caractéristiques d'hydrophilie permettant une prise en milieu humide tout en étant très peu impactés par cet environnement.

3.2.6. Temps de prise

Le matériau d'obturation idéal devra présenter un temps de prise court permettant ainsi d'éviter tout risque de contamination de celui-ci par les fluides tissulaires, de modification de ses propriétés mécanique et physique et enfin de limiter le risque de « lessivage » du matériau. Le lessivage est la tendance que peut avoir un ciment à se diluer lors du contact précoce avec le sang ou les fluides. Le risque de lessivage est augmenté notamment par un temps de prise long et par la consistance du matériau. Les matériaux fluides ou les mélanges poudre/eau sont plus sujets à ce risque du fait de leur consistance plus liquide.

Les propriétés ainsi que l'adaptation marginale de l'obturation peuvent en être perturbées.

3.2.7. Radio-opacité

L'évaluation de la radio-opacité d'un matériau, utilisé en odontologie, est réalisée en la comparant à celle de l'aluminium. L'organisation internationale de normalisation (ISO) impose qu'un matériau ne peut être qualifié de radio-opaque que si sa radio-opacité est égale ou supérieure à celle de l'aluminium de même épaisseur. Cette même organisation décrit que la radio-opacité d'un matériau d'obturation doit être équivalente ou supérieure à celle obtenue avec 3 mm d'épaisseur d'aluminium [67]. La radio-opacité de la dentine est équivalente à celle de l'aluminium de même épaisseur, alors que l'émail est deux fois plus radio-opaque. Un matériau utilisé en odontologie doit être suffisamment radio-opaque pour le distinguer des tissus durs de la dent et apprécier la qualité de l'intervention, diagnostiquer les pathologies dentaires (caries secondaires, résorption, fracture) et évaluer l'étanchéité de la restauration.

3.2.8. Manipulation

L'obturation rétrograde se fait par l'apport successif de petites quantités de matériaux au sein d'une cavité théorique d'une profondeur de 3mm. Du fait de la complexité d'accès au site, les matériaux d'obturation ont subi de nombreuses évolutions de maniabilité permettant ainsi de faciliter leur manipulation. Ces évolutions, que ce soit sur le type de matériaux (poudre + liquide, matériaux pré mélangé en seringue) ou sur les porte-matériaux seront énoncées par la suite. Aujourd'hui, il est essentiel de se tourner vers des matériaux simples à mettre en place et à condenser afin de garantir une meilleure adaptation marginale de l'extrémité radiculaire et le succès thérapeutique de l'intervention.

3.2.9. Prix et disponibilité

Aujourd'hui, le chirurgien-dentiste, en plus de son rôle de praticien, est aussi chef d'entreprise et doit donc gérer économiquement son cabinet. Le prix d'achat du matériau est donc un point à prendre en considération. Il faut donc un matériau présentant la meilleure qualité possible pour l'intervention tout en étant raisonnable économiquement, stockable et disponible facilement.

4. Histoire des matériaux d'obturation en micro-chirurgie endodontique

Depuis l'apparition de la chirurgie *a retro* dans le milieu des années 1800, une réelle évolution des matériaux d'obturation a eu lieu. Nombreux d'entre eux sont des matériaux déjà utilisés pour d'autres indications en odontologie : restauration coronaire, gestion des perforations, scellement, restauration provisoire, obturation coronaire provisoire. Leur utilisation a été exploitée en chirurgie *a retro* du fait de leurs bonnes propriétés.

Chaque nouveau matériau cherche à améliorer les propriétés du précédent et à pallier ses défauts afin d'augmenter le succès thérapeutique. Ainsi certains produits ont progressivement disparu du marché de l'endodontie rétrograde, alors que d'autres se sont imposés et sont devenus des références.

Même si aucun des matériaux existants ne permet de répondre aux exigences du matériau idéal, il convient pour le praticien de se tenir à jour sur les nouveaux produits et sur leurs propriétés afin de choisir celui qui sera le plus adapté à sa pratique, à la situation clinique et au succès thérapeutique.

4.1. L'or

En dentisterie, l'or fait partie des matériaux de restauration les plus anciens. Sa première utilisation remonte à plus de 4000 ans chez les phéniciens où le fil d'or permettait de lier les dents entre elles. D'autres civilisations ont, par la suite, développé l'utilisation de l'or que ce soit les Etrusques, les Chinois ou les Romains, mais il a été progressivement abandonné au Moyen Age. Du fait d'être l'un des seuls matériaux biocompatibles de l'époque, l'or est réapparu au XIX^e siècle avec le développement de son utilisation et de nouvelles applications notamment pour la prothèse amovible, la prothèse fixée et en endodontie. C'est Jackson en 1846 qui est le premier à utiliser les éponges d'or comme matériau d'obturation. Puis en 1850 ces éponges sont couplées à des feuilles d'or afin d'améliorer son adaptation marginale. En 1913, Schuster introduit la feuille d'or, de 0,001 mm d'épaisseur et de 42 par 45 mm², comme matériau d'obturation *a retro* (figure 7).



Figure 7. *Différents conditionnements de l'or utilisé en dentisterie* [20]

4.1.1. Avantages

Bien que son utilisation ne soit plus rapportée aujourd'hui, l'or reste un matériau avec de nombreux avantages [152,153] :

- bonne malléabilité des feuilles d'or permettant ainsi une condensation aisée et l'obtention d'un scellement adéquat,
- stabilité dimensionnelle : l'or ne présente pas de changement dimensionnel avec le temps : ni expansion ni retrait de prise,
- facilité de manipulation et d'insertion au sein de la cavité rétrograde assurant la possibilité d'obtenir une surface homogène de matériau,
- ne se ternit pas avec le temps, ne colore pas les structures dentaires ou parodontales, ne subit pas de corrosion avec les fluides buccaux et présente une très faible tendance à diffuser des particules de feuille d'or dans l'os ou les tissus environnants,
- ne possède pas de temps de prise : ceci assure au praticien une maniabilité « infinie » du matériau lors de son insertion,
- stérilisable par différentes techniques sans changement de ses propriétés : autoclave, chaleur, éthanol à 70 % pendant 10 minutes,
- certaines études rapportent aussi des propriétés anti-bactériennes.

Les études montrent que le matériau présente de bonnes propriétés de biocompatibilité avec notamment un retour de la lamina dura 3 mois après l'obturation et un bon scellement selon l'étude de Waikakul et Punwutikorn [152] et celle de Sutimuntanakul [134].

L'étude de Mitchell montre que l'obturation à l'or provoque une légère réaction tissulaire et une cicatrisation osseuse qualifiée d'acceptable [91].

4.1.2. Inconvénients

Le principal inconvénient de l'or est représenté par son coût. Aujourd'hui, le prix du gramme d'or est estimé aux alentours des 60,00€. Tout comme pour les reconstitutions coronaires, par couronnes ou inlays/onlays, l'obturation rétrograde par de l'or a progressivement été abandonnée au profit de matériaux moins onéreux tel que l'amalgame à l'époque.

4.2. L'amalgame

En parallèle du développement de l'or en odontologie, Bell, chimiste britannique, met au point l'amalgame dentaire à base de mercure en 1819. L'amalgame dentaire est composé de 50 % de mercure associé à 50 % de poudre d'alliages métalliques dont de l'argent, du cuivre ou de l'étain. Il a été utilisé, lui aussi, initialement comme matériau de restauration coronaire. Ce n'est qu'en 1884 que Farrar l'utilise comme matériau d'obturation *a retro*. Il restera, pendant de nombreuses années, une référence pour la chirurgie endodontique jusqu'en 1990. Aujourd'hui son utilisation est obsolète et même décriée par la communauté scientifique et de nombreuses réglementations cherchent à en interdire son utilisation. Peuvent être citées pour exemple : l'ANSM qui contre-indique son utilisation chez le patient présentant des pathologies rénales (principe de précaution) et chez les patients avec des antécédents d'allergies au mercure. Depuis 2018, son utilisation chez l'enfant de moins de 15 ans, la femme enceinte ou allaitante est interdite. L'ANSM impose, aussi, pour tout cabinet dentaire d'avoir un plan de gestion des déchets mercuriels depuis 2001. De même, à partir de janvier 2025, son interdiction est étendue à l'ensemble de la population sauf si le praticien juge strictement nécessaire son utilisation en raison des besoins médicaux spécifiques au patient.

4.2.1. Avantages

Orr décrit en 1975 les avantages de l'amalgame pour la chirurgie rétrograde [101] :

- facilité de manipulation,
- accessibilité économique, disponible et connu du fait de son utilisation comme matériau de restauration coronaire,

- propriétés bactériostatiques : capacité d'un matériau à inhiber la croissance et le développement des bactéries sans les éliminer,
- forte radio-opacité permettant de le distinguer des tissus environnants.

4.2.2. Inconvénients

Resté pendant longtemps comme le gold standard en ce qui concerne l'obturation rétrograde, de nombreux auteurs ont mis en lumière les principaux problèmes de son utilisation dans ce type d'intervention [119] :

- la diffusion de mercure et de particules d'amalgame au sein des tissus péri-apicaux. Le mercure a été classé, par l'Organisation Mondiale de la Santé, comme l'un des dix produits ou groupe de produits chimiques les plus préoccupant pour la santé publique¹ [100]. La toxicité du mercure a été rapportée sur le système nerveux, immunitaire, digestif, pulmonaire, rénal, oculaire et la peau. Même si les doses de mercure absorbées quotidiennement sont faibles, considérées comme 8 à 10 fois inférieures au seuil à partir duquel pourraient être observés des effets toxiques selon le Ministère de la Santé, les politiques de santé publique, comme il a été énoncé précédemment, privilégient des mesures réduisant son utilisation en dentisterie² [89],
- contrairement à l'or, l'amalgame est, quant à lui, non stérilisable par la chaleur, par autoclave ou par éthanol,
- corrosion électrochimique conduisant à des échecs des thérapeutiques chirurgicales [58],
- tatouage : lorsque l'amalgame est placé en excès à l'apex, des particules peuvent disperser au sein de tissus et provoquer des colorations des tissus environnants désignées sous le nom d'argyrisme local [90],
- temps de prise lent conduisant à des changements dimensionnels avec notamment une contraction de prise induisant la formation de microfuites marginales et donc à un risque accru de contamination par les fluides buccaux,

¹ Organisation mondiale de la santé. Mercure et santé [Internet]. 2017. Disponible sur: <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/mercury-and-health>

² Ministère de la Santé et de la Prévention. 2023. Précautions d'emploi des amalgames dentaires. Disponible sur: <https://sante.gouv.fr/soins-et-maladies/autres-produits-de-sante/dispositifs-medicaux/article/precautions-d-emploi-des-amalgames-dentaires>

- scellement insuffisant : l'étude de Moodnik et coll. montre, au microscope électronique, des défauts d'adaptation marginale aux parois dentinaires des obturations à l'amalgame de l'ordre de 6 à 150 micromètres [93]. D'autres études montrent un taux de percolation bactérienne significativement supérieur pour l'amalgame contrairement à d'autres matériaux tel que IRM ou SuperEBA (figure 8),



Figure 8. Test de pénétration des colorants (bleu de méthylène) lors d'une obturation à l'amalgame [8]

- sécurité et biocompatibilité : l'étude de Chong montre que l'amalgame provoque une réaction inflammatoire modérée à sévère. Toutefois les effets néfastes de l'amalgame semblent influencés par sa composition [31]. En effet, la libération de zinc, présent dans l'amalgame, peut être une cause majeure de cytotoxicité. Les études de Leirskar et de Kaga montrent que l'amalgame sans zinc est beaucoup moins cytotoxique que son homologue avec zinc [66,79]. Toutefois l'absence de zinc provoque une perturbation de ses propriétés physique et mécanique,

- forme de la préparation : l'amalgame ne présentant pas de capacité d'adhérence aux tissus dentaires, la rétention du matériau au péri-apex doit donc être obtenue de manière mécanique par le délabrement des derniers millimètres de la racine et la réalisation d'une forme rétentive [51,103].

4.3. La gutta percha

La gutta percha provient de l'extraction de la feuille de l'arbre du Palaquim Gutta et est développée en 1867 par Bowman. Elle est composée de 20 % de gutta percha (matrice), 66 % d'oxyde de zinc (charge), 11 % de sulfate de métaux lourds (radio-opacité), 3 % de résine ou de cire (plastifiant). Plusieurs types de gutta percha existent : alpha qui représente la forme naturelle et possède une température de fusion de 49°, la forme Beta est la forme commercialisée avec une température de fusion de 80 à 120°. Matériau de choix pour le traitement endodontique orthograde, il a été par la suite utilisé en chirurgie rétrograde.

4.3.1. Avantages

Le principal avantage de la gutta, par rapport à l'amalgame, est sa capacité de scellement. Toutefois, l'utilisation de gutta percha comme matériau d'obturation rétrograde doit toujours être complétée par l'utilisation d'un ciment de scellement [131]. En effet des études montrent que l'utilisation de la gutta percha seule conduit à une qualité de scellement inacceptable pour la chirurgie *a retro*. De même, le brunissage à froid de la gutta, cette fois ci, montre un taux de percolation bactérienne semblable à celui de l'amalgame [125]. Ceci est renforcé par l'étude de Woo et coll. dans laquelle il est démontré que les fuites bactériennes sont inférieures lors de l'utilisation de la gutta avec son ciment en comparaison à une utilisation sans ciment [156].

Un autre point positif du matériau est sa bonne tolérance biologique à la fois de la gutta mais aussi de son ciment de scellement lorsqu'il est comparé avec l'amalgame.

4.3.2. Inconvénients

Bien que depuis quelques années les biocéramiques aient connu un réel essor pour l'endodontie orthograde, la gutta percha reste le matériau le plus utilisé, par les praticiens, pour ce type d'intervention. A l'inverse, son utilisation rétrograde a été, au sein de la littérature scientifique, peu documentée du fait d'une utilisation très restreinte.

En effet les principaux reproches qui ont pu être évoqués concernent notamment :

- la sensibilité de la gutta percha et de son ciment à l'humidité et aux fluides buccaux. L'assèchement de la cavité rétrograde doit donc être maintenu en permanence pendant l'intervention afin de permettre son utilisation,
- certains auteurs ont proposé une adaptation de la cavité *a retro* lors de l'utilisation de la gutta. Ainsi Sauveur et coll. proposent de réaliser une cavité parallèle à la surface réséquée apicale à l'aide d'une fraise et d'obturer cette cavité par de la gutta percha associé à du ciment de scellement (figure 9) [117],

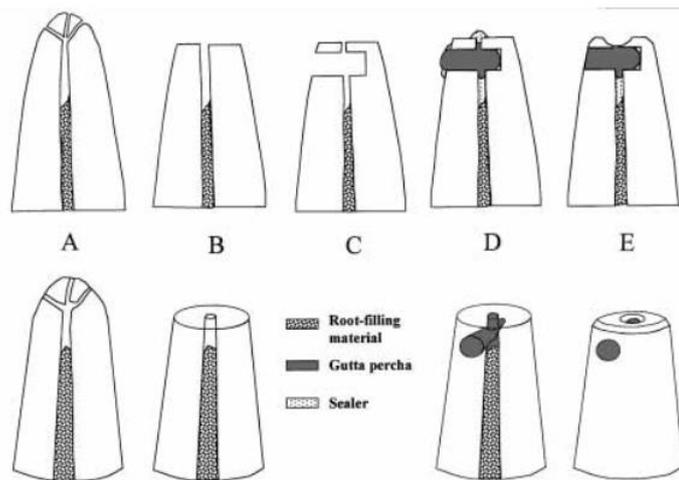


Figure 9. Schéma d'une technique d'obturation rétrograde par l'intermédiaire de gutta percha. A : apex intact, B : apex réséqué, C : forage d'une cavité parallèle à la surface réséquée, D : obturation à la gutta percha associé à son ciment de scellement, E : élimination des excès à l'aide d'une fraise [117]

- la difficulté d'insertion lorsque l'accessibilité ou la visibilité sont limitées. L'utilisation de la gutta percha a surtout été rapportée lors des anciennes techniques d'apicectomie à 40-60° par rapport au grand axe de la dent puisqu'elles offraient une meilleure visibilité et un meilleur accès au site [117].

4.4. Le Cavit®

Commercialisé par la société 3M, il est initialement un matériau, à base de sulfate de calcium, utilisé pour les restaurations provisoires coronaires. Le Cavit® comprend différents constituants : oxyde de zinc, sulfate de calcium, sulfate de zinc, acétate de glycol, résine d'acétate de polyvinyle, trethanolamine et des pigments. Trois types de Cavit® ont été développés par la société 3M : Cavit® gris, Cavit® blanc et le Cavit® rose avec une dureté croissante selon cet ordre (figure 10). Des formes photopolymérisables de cet oxyde de zinc modifié sont maintenant disponibles (ex : Duotemp®, Coltène Whaledent).



Figure 10. Conditionnement Cavit® rose (3M Espe)³

4.4.1. Inconvénients

L'utilisation du Cavit® pour la chirurgie rétrograde ne s'est faite qu'au travers d'études afin d'analyser ses propriétés pour cette application. Toutes les études menées sur l'utilisation de ce produit, à ces fins, concluent à de nombreux points négatifs :

- taux de percolation bactérienne important, supérieur à l'amalgame puisqu'il a été démontré que le Cavit® a tendance à obturer partiellement la cavité rétrograde, à se désintégrer rapidement et à se dissoudre dans les fluides buccaux (selon Finne et coll., Nord) [47,99],
- des défauts d'adaptation marginale : les études réalisées avec des isotopes montrent des profondeurs de pénétrations de ces derniers allant de 1,5mm jusqu'à 7mm [136],
- cytotoxicité, cette dernière est décrite comme persistante après sa mise en place comme le montre l'étude de Wennberg [155]. Antrim, quant à lui, montre que le Cavit® reste cytotoxique 7 mois après son utilisation [6].

4.5. Les ciments oxyde de zinc eugénol et ZOE renforcés

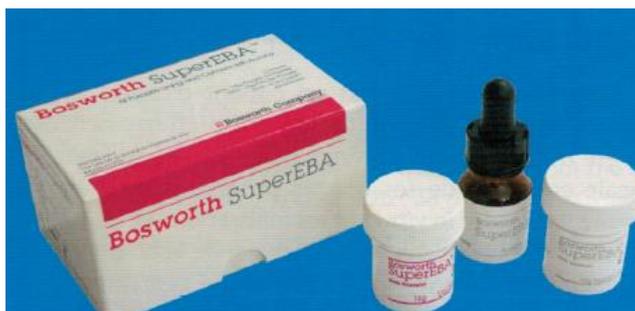
L'apparition des ciments oxyde de zinc eugénol remonte aux années 1870. Ils consistent en un mélange entre une poudre d'oxyde de zinc et un liquide à base d'eugénol. Au contact de l'eau les ZOE vont subir une hydrolyse de surface et former de l'hydroxyde de zinc et de l'eugénol. C'est Nichols en 1962 qui décrit, le premier, l'utilisation de ces ZOE pour la chirurgie endodontique [119]. Des études ont été menées sur les oxydes de zinc eugénol classiques. Cependant, ces dernières ont évoqué des problèmes au niveau de leur faible résistance, de

³ Cavit 3M Espe [internet]. 2024. Disponible sur : https://www.3mfrance.fr/3M/fr_FR/p/dc/v000096262/

leur forte solubilité et de leur résorption rapide [45,137]. Les endodontistes se sont donc tournés vers les ZOE renforcés pour l'obturation *a retro*. Deux types de ZOE renforcés ont donc été utilisés :

→ L'IRM® est composé d'une partie poudre avec 75 % d'oxyde de zinc et 20 % de poly methacrylate. Sa partie liquide est quant à elle composée de 99 % d'eugénol et de 1 % acide acétique (figure 11).

→ L'utilisation du Super EBA® comme matériau d'obturation *a retro* remonte à 1970 par Oynick et Oynick. Il est composé pour la partie poudre de : 34 % alumine (augmentant sa résistance à la compression), 60 % d'oxyde de zinc et 6 % de résine (permettant de réduire sa fragilité et le risque de désintégration). La partie liquide est constituée d'acide ortho-éthoxy-benzoïque (62,5%) et d'eugénol (37,5%). Le super EBA® se présente sous deux formes d'utilisations : l'une à prise normale (regular set) et l'autre à prise rapide (fast set) (figure 12).



Figures 11 et 12. conditionnement de l'IRM (Densply Sirona) [photographie personnelle] et du Super EBA® [22]

4.5.1. IRM®

4.5.1.1. Avantages

Les propriétés intéressantes de l'IRM® en ce qui concerne son utilisation coronaire ont poussé les praticiens et les auteurs à dériver son utilisation pour la chirurgie endodontique. Ainsi la littérature scientifique rapporte de nombreux points positifs tels que :

- un scellement apical de bonne qualité et une bonne adaptation marginale : l'observation au microscope électronique, démontrent un

- défaut d'adaptation marginale des obturations à l'IRM® de moins de 5 micromètres et donc en deçà de celle retrouvée avec l'amalgame [14],
- une radio-opacité qui est certes inférieure à celle de l'amalgame, mais tout à fait compatible pour l'obturation rétrograde,
- une facilité de préparation et de mise en place [140],
- l'IRM® est un matériau déjà très présent dans les cabinets dentaires pour l'obturation temporaire des cavités coronaires, il est donc facilement disponible et à faible coût en comparaison avec la quantité de produit,
- taux de succès élevé : les études cliniques estiment son taux de succès aux alentours des 91 % [41].

4.5.1.2. Inconvénients

Le péri apex représente un environnement complètement différent pour une utilisation de l'IRM®. Ainsi certains points négatifs peu préoccupants de l'IRM® pour une utilisation coronaire deviennent primordiaux lors de son interaction avec le péri-apex et l'obturation rétrograde :

- la biocompatibilité est qualifiée de relative du fait du relargage d'eugénol [69]. Ce dernier peut entraîner un ralentissement de la cicatrisation tissulaire. Maher et coll. montrent, lors de leur étude, que la réponse inflammatoire est aiguë et active dans l'os péri apical et qu'elle persiste 15 semaines après l'intervention de micro-chirurgie sans formation d'os à moins de 1 mm de l'apex de la dent obturée [84],

Concernant l'impact de l'eugénol sur les tissus péri apicaux, Markowitz a démontré qu'une concentration faible en eugénol provoquera une réponse anti-inflammatoire alors qu'une forte concentration induira un effet cytotoxique [88],

Pitt Ford et coll. montrent que la réponse tissulaire de l'IRM® est significativement moins sévère et étendue que celle de l'amalgame [48],

Face à ce risque, des études ont été menées sur le ratio poudre / liquide et son impact sur la quantité d'eugénol et ses conséquences. Hume montre dans son étude qu'un faible ratio poudre/liquide induit un relargage plus important d'eugénol alors qu'un ratio fort conduit à moins de toxicité [60],

Civjan et coll., quant à eux, démontrent qu'une augmentation du ratio poudre liquide modifiera les propriétés de l'IRM® en augmentant sa résistance à la compression, diminuant sa solubilité, diminuant son temps de prise et augmentant sa manipulabilité [32],

- Dorn et Gartner montrent que l'IRM® n'est pas adhérent à lui-même [41]. Le matériau doit donc être placé en une seule fois au sein de la cavité rétrograde, sans possibilité, si un manque est constaté lors de l'observation au microscope endodontique, de pouvoir rajouter du matériau,

- sensibilité à l'humidité et risque de dissolution important favorisant la percolation bactérienne.

4.5.2. Le Super EBA®

4.5.2.1. Avantages

Bien que faisant partie de la même famille que l'IRM®, le Super EBA® est décrit, dans la littérature scientifique, comme légèrement supérieur à l'IRM® sur quelques propriétés :

- adhérence aux structures dentinaires permettant une bonne adaptation marginale de l'obturation et une bonne étanchéité du scellement apical,
- le scellement a été démontré comme semblable à celui de l'IRM® [14],
- adhérence à lui-même, permettant au praticien de pouvoir rajouter du matériau en cas de manques tout en gardant une cohésion au sein de ce dernier [103],
- contient moins d'eugénol que l'IRM® ce qui permet au Super EBA® de présenter moins de risques de toxicité du fait d'un relargage moins important. La quantité d'eugénol est estimée à 1/3 de celle de l'IRM®,
- formation osseuse à 12 semaines avec persistance de tissus fibreux et développement de fibres de collagènes au sein du Super EBA® [48,49,103]
- effets antibactériens limités [30],
- stabilité dimensionnelle et peu de dissolution contrairement à l'IRM®. Les études estiment le pourcentage de dissolution du Super EBA® dans l'eau distillée autour de 0 à 0,2% [9],
- taux de succès élevé : variant entre 91 et 96 % de succès en fonction des études,
- radio-opacité de 5,16, significativement supérieur aux exigences de la norme ISO concernant les matériaux d'obturation canalaires,
- conditionnement en deux types de prise : « fast » ou « regular » permettant de s'adapter à la situation et à l'accès au site.

4.5.2.2. Inconvénients

Comme tous les matériaux énoncés précédemment, certains points dénotent la qualité du Super EBA[®] pour la chirurgie endodontique :

- sa cytotoxicité : même si le Super EBA[®] présente dans sa composition une quantité d'eugénol inférieure à celle de l'IRM[®], un relargage d'eugénol libre au contact des tissus péri apicaux et de produit conduit à un effet cytotoxique sur les ostéoblastes et sur la prolifération cellulaire. Kim et coll. montrent que la présence d'eugénol libre et de zinc a un léger impact sur les ostéoblastes et leurs proliférations [71],
- une réaction inflammatoire légère à modérée avec la présence de cellules inflammatoires et l'interposition de tissus fibreux entre l'os et le Super EBA[®] [69,84],
- plus complexe dans son mélange, dans sa mise en place car le matériau a tendance à coller aux instruments et il est décrit comme sensible à la technique de préparation,
- sensibilité à la contamination par le sang, au pH (potentiel d'hydrogène) qui ont tendance à impacter sa stabilité au long court [9].

4.6. Les ciments verres ionomère (CVI)

Les CVI font leur apparition comme matériaux de restauration dentaire en 1971 par Wilson et Kent. Ce sont des ciments dont la prise repose sur une réaction acide-base entre des particules de verre alumino-silicique fluorées et de l'acide polyalkénoïque. Son utilisation a, par la suite, été déclinée à la chirurgie endodontique du fait de ses très bonnes capacités d'adhésions aux tissus dentinaires. Différents types de CVI ont été développés avec le temps : CVI classiques, CVI renforcés par de la résine (Vitrebond[®], 3M Espe), CVI renforcés à l'argent (Ketac[®], 3M Espe). Deux types de prise existent aussi au sein de ces familles : chémo-polymérisation et photo-polymérisation. Chacune pouvant présenter des propriétés différentes pour la micro-chirurgie endodontique.

4.6.1. Avantages

Les principales qualités de l'utilisation des CVI pour la micro-chirurgie endodontique sont les suivantes :

- très bonne adhésion du matériau aux structures dentinaires *via* l'instauration d'une adhésion chimique notamment par les ions calciums des tissus durs [119,158],

- relargage de fluor et en particulier de fluorides permettant une action antibactérienne. Cette action est, de même, renforcée par l'acide polyalkénoïque présent dans les CVI [120],
- les CVI dont la prise se fait par photo-polymérisation permettent, au praticien, de contrôler la prise et limiter le risque de contamination de l'obturation par les fluides buccaux. Ils sont donc moins sensibles à l'humidité et plus facile à manipuler que le reste des CVI dont la chemo-polymérisation est lente,
- l'incorporation d'argent dans les CVI a permis d'améliorer leurs propriétés physiques notamment à la compression ou à la traction [14],
- bonne biocompatibilité après prise du matériau : l'étude menée par Makkawy et coll. montre que ces matériaux ont tendance à inhiber la croissance des fibroblastes gingivaux et des cellules du ligament parodontal mais qu'ils n'ont aucun impact sur l'os [85]. Ainsi, une cicatrisation osseuse jusqu'au contact du matériau est possible. Cette cicatrisation se fait en deux étapes avec initialement la formation d'un tissu de granulation riche en cellule inflammatoire puis par son remplacement par un tissu cicatriciel et la formation d'os [158]. Dans leurs études Kawaraha et Hank ont conclu que l'effet cytotoxique est négligeable sur les cultures cellulaires [68],
- moins de risque de percolation bactérienne et plus biocompatible que l'amalgame [63]. Le test de pénétration des colorants a montré une pénétration de 3 mm pour l'amalgame contre 1,84 mm pour les ciments verre ionomères [130],
- l'utilisation des CVI en chirurgie endodontique ne nécessite pas de préparation particulière de l'apex pour recevoir le matériau d'obturation comme pourrait le demander l'amalgame.

Certains auteurs, démontrent que les CVI notamment photopolymérisables peuvent être placés directement à la surface de l'apex réséqué sans nécessité de cavité rétrograde [28,29]. Ils démontrent que la mise en place de CVI au sein d'une cavité rétrograde classique va conduire, du fait d'une épaisseur importante, à une forte contraction de prise provoquant une adaptation de ces matériaux uniquement sur une des parois dentinaires. Des espaces sont alors visibles sur les autres parois du canal conduisant à un risque accru de pénétration bactérienne. Leurs études montrent que la mise en place d'une fine couche de CVI directement sur l'apex réséqué permet de diminuer l'épaisseur du matériau, réduire la contraction de prise et provoquer une meilleure adaptation marginale. Ils estiment que cette épaisseur ne doit pas être supérieure à 1mm de CVI (figure 13).



Figure 13. Photographie endobuccale d'une obturation apicale par un ciment verre ionomère [64]

4.6.2. Inconvénients

Bien que les CVI semblent présenter des propriétés intéressantes, il convient de tenir compte de leurs principaux points négatifs :

- les CVI non photopolymérisables sont décrits comme complexes à manipuler et sensibles à l'humidité. Cette sensibilité à l'eau est très présente lors des phases initiales de prise avec un risque d'augmentation de leur solubilité et une diminution de leur force d'adhésion [53,157]. Elle reste toutefois inférieure à celle de certains matériaux tel que les composites. La prise des CVI se fait en trois temps : phase de gel, phase de prise et la phase de durcissement. Les CVI restent sensible à l'humidité jusqu'à cette dernière phase [114],
- cytotoxicité initiale avec formation d'une réaction inflammatoire intense du fait de la présence, dans leur composition, de monomères tels que l'hydroxyéthyl méthacrylate (HEMA), bisphénol A glycidylmétaacrylate (Bis GMA), camphorquinone [126]. Pour les CVI renforcés par de l'argent, ce dernier peut être relarguer au sein des tissus radiculaires et conduire à des colorations tissulaires et à de la corrosion. Cette cytotoxicité est transitoire et prend fin suite à la prise des CVI. La réponse tissulaire de ces matériaux a été démontrée comme meilleure que celle de l'amalgame ou que la Gutta Percha,
- radio-opacité jugée trop faible pour tous les CVI sauf ceux renforcés par l'argent [109,159],
- contraction de prise pendant la polymérisation avec risque de formation d'espaces entre la surface dentaire et le matériau ou de microfissures au sein du matériau [49],
- Ce matériau **n'est donc pas indiqué** en chirurgie endodontique.

4.7. Résines composites

Apparus dans les années 60 grâce aux travaux de Bowen sur la synthèse du bis GMA, les composites dentaires ont connu d'énormes évolutions au cours de leur histoire que ce soit dans leurs compositions, leur propriétés physiques, leurs utilisations. Ainsi, les composites auto polymérisables initiaux ont laissé place aux composites photo-polymérisables dans les années 70, microhybrides dans les années 90, puis nano-hybrides dans les années 2000. Aujourd'hui les composites se sont imposés comme matériaux de restauration avec différentes viscosités. Du fait de leurs bonnes propriétés d'adhésions aux tissus dentaires et de leurs bonnes étanchéités, ils ont par la suite été utilisés pour la micro-chirurgie endodontique avec notamment deux types de composites : le Geristore® (Den-Mat) et le Rétroplast® (Rétroplast Trading) (figures 14 et 15).



Figures 14 et 15. Résines composites pour la chirurgie rétrograde :

Rétroplast®⁴ (à gauche) [43] et Geristore®⁵ (à droite) [38]

Le Rétroplast® est une résine, à base de méthacrylate, introduit pour la micro-chirurgie endodontique en 1984. Le Rétroplast® est conditionné sous la forme d'un mélange pâte-pâte en seringue et à polymérisation chimique. Il est composé de BisGMA-TEGMA en ratio 1 : 1, de peroxyde de benzoyl, de N,N-di-(hydroxyéthyl)-p-toluidine, de BHT, de Bifluorure d'ytterbium (opacifiant radio-opaque), aérosil (pour la propriété de thixotropie), oxyde de fer (donne la couleur rouge à la pâte). Le Rétroplast® est donc un mélange de deux pâtes l'une rouge et l'autre blanche en proportions égales. Tout comme les composites de restauration coronaire, l'utilisation d'un primer est primordial pour l'adhésion du Rétroplast® au tissu dentinaires notamment par l'utilisation du Gluma®.

Le Geristore® appartient à la famille des compomères dentaires, c'est donc une résine composite renforcée par des verres ionomères, lui permettant

⁴ Endoplast. Retroplast. 2024. histoire du rétroplast. Disponible sur: <https://www.retroplast.com/om>

⁵ Dent-Mat. Geristore Dual-Cure resin ionomer introductory kit DFU [Internet]. 2020. Disponible sur : <https://www.denmat.com/mpattachment/file/download/id/375/>

de cumuler les propriétés de ces deux types de matériaux. A la différence du Rétroplast[®], l'indication d'utilisation du Geristore[®] n'est pas limitée exclusivement à la micro-chirurgie endodontique puisqu'il peut notamment s'utiliser dans la gestion des résorptions, les restaurations dentaires sous gingivales, les caries radiculaires. Le Geristore[®] se présente soit sous la forme d'un mélange pâte/pâte, soit est conditionné en seringue avec embout auto-mélangeant. Il contient principalement du Bis GMA hydrophile et relargue, comme les CVI, au long terme, du fluor.

4.7.1. Avantages

L'essor des composites comme matériau de remplacement des amalgames en dentisterie restauratrice a conduit à développer leurs champs d'actions jusqu'à la chirurgie endodontique. De nombreuses propriétés des composites et compomères sont très intéressantes pour ce domaine :

- une adhésion et une adaptation marginale significativement supérieures à l'amalgame, au Super EBA[®], à l'IRM[®] et au CVI. Le Geristore[®] présente un risque moindre de fuites bactériennes en comparaison aux matériaux précédemment cités [14],
- le Geristore[®] est rapporté comme étant moins sensible à l'humidité lorsqu'il est comparé aux CVI classiques [14],
- un contrôle de la prise par photopolymérisation du matériau réduisant le risque de percolation bactérienne,
- une réponse tissulaire qui va se faire *via* la régénération du ligament parodontal, le dépôt de ciment (cémentogénèse) et l'insertion au sein du matériau de fibres de Sharpey,
- le Rétroplast[®] présente une activité antibactérienne du fait de ses constituants notamment par le TEGMA, le Bis GMA et le formaldéhyde. Le Geristore[®], quant à lui, présente également une activité antibactérienne par le relargage de monomères [126],
- concernant le Rétroplast[®], des propriétés de thixotropie ont été rapportées permettant de faciliter sa mise en place et son adaptation [150]. De plus, le composite a l'avantage de pouvoir être rajouté sur lui-même en cas de manque tant que la surface n'est pas contaminée par des fluides,
- le couplage de ces produits avec un adhésif permet de limiter la contraction de polymérisation et d'ainsi éviter la formation d'espace entre le matériau et les structures dentaires [115],
- la radio-opacité est qualifiée d'acceptable grâce à l'incorporation d'argent colloïdal [115].

Ce type de matériaux nécessite un aménagement différent de la cavité rétrograde. Il est conseillé de réaliser une préparation concave de l'extrémité apical, au lieu de la classique cavité rétrograde dans laquelle sont foulés les autres matériaux, afin d'améliorer les capacités d'adhésion aux parois dentinaires [130,150]. Cette forme **n'est aujourd'hui plus d'actualité.**

4.7.2. Inconvénients

La littérature scientifique met en évidence un certain nombre de points négatifs lors de l'utilisation de ces matériaux au niveau du péri apex :

- tout comme les composites utilisés pour les restaurations coronaires, les composites utilisables lors de chirurgie endodontique, tel que le Rétroplast[®], sont très sensibles à l'humidité et aux fluides buccaux. Une diminution de leur résistance, une diminution de la force d'adhésion et un risque de fuite bactérienne peuvent alors être constatés. Un contrôle parfait du saignement et de l'humidité est primordial avant de considérer leur utilisation pour ce type d'intervention [123,126],
- certains composants des composites et compomères ou de leurs adhésifs peuvent conduire à des effets cytotoxiques de l'EGMA, du TEGMA. Une réaction inflammatoire intense est constatée lors de l'utilisation de ces produits. Ozbas et coll. démontrent que cette inflammation est semblable à celle provoquée par l'utilisation de l'amalgame mais elle disparaît après environ 90 jours pour s'accompagner de la formation d'un tissu fibreux capsulaire [104],
- le facteur C ou facteur de configuration cavitaire et le stress de polymérisation sont des facteurs importants à prendre en considération puisqu'ils peuvent induire un risque accru de défaut d'adaptation marginale et de percolation,
- une préparation des tissus dentaires et la pose d'adhésifs spécifiques, tel que le Gluma[®], sont nécessaires avant l'obturation,
- l'étude de Rud et coll. montre que le Gluma[®] est un puissant toxique tissulaire du fait de la présence de glutaraldéhyde dans sa composition. Lors d'un apport en trop grandes quantités ou d'un écoulement de ce dernier sur les tissus péri apicaux, des ostéites et des nécroses des tissus ont été rapportées [115],
- dans le cas du Retroplast[®], un conditionnement particulier doit être réalisé. En effet le fabricant recommande une conservation du produit au réfrigérateur afin de le maintenir à une température avoisinant les 5° Celsius,
- de plus il nécessite une adaptation de la cavité rétrograde par la création d'un léger méplat concave permettant une meilleure adaptation marginale après le retrait de prise [150].

Les échecs issus de l'utilisation du Rétroplast® sont dus le plus souvent à :

- un décollement du matériau d'obturation du fait de problèmes de contamination des surfaces,
- la formation d'espaces du fait de la contraction de prise lorsque le matériau est inséré au sein de cavités rétrogrades profondes,
- un excès de composite au contact de l'os conduisant lors de micro-mouvements de la dent à son décollement.

De nombreux auteurs se sont intéressés à un moyen d'améliorer les propriétés d'étanchéité et d'adaptation des matériaux existants. Ainsi, des recherches ont été menées sur une éventuelle association entre matériaux d'obturation et vernis. Negm montre, dans son étude, que l'utilisation de sealants photopolymérisables, sur l'amalgame ou la gutta percha, permettent de réduire le pourcentage de pénétration bactérienne surtout au long terme [96].

Tronstad et coll. expliquent que l'application de vernis, antérieure à la mise en place du matériau d'obturation, permet de diminuer significativement les fuites bactériennes [139],

Barkhordar et coll. décrivent que l'association des CVI avec l'application d'un vernis permet d'augmenter grandement le scellement et donc d'améliorer les chances de succès [13].

4.8. Biocéramiques

Les biocéramiques sont apparues dans les années 1990 et sont définies par Koch et Brave comme des produits ou composants céramiques utilisées dans des applications médicales et dentaires, principalement en tant qu'implants et substituts ayant des effets biologiques [74]. Ce sont des matériaux biocompatibles et pharmacologiquement inertes. Leurs interactions avec les systèmes biologiques contribuent à traiter, améliorer, réparer, remplacer certaines fonctions tissulaires. Contrairement aux matériaux précédemment énoncés, leurs utilisations en dentisterie se sont d'abord limitées à la gestion des perforations, la chirurgie rétrograde, le coiffage pulpaire. Puis récemment, du fait de modification de leur composition, ces matériaux se sont également imposés comme possibilité d'association avec la Gutta Percha lors d'une obturation par voie orthograde.

4.8.1. Première génération

La première génération de biocéramique, développée en 1993 par le Dr Torabinejad, est constituée par le MTA (Minéral Trioxyde Aggregate) commercialisé sous le nom de ProRoot MTA® (Dentsply Tulsa Dental). Elle est en fait un dérivé du ciment de Portland auquel est ajouté de l'oxyde de Bismuth pour la radio-opacité. Initialement le MTA était produit sous la forme d'une poudre grise (Grey MTA). Mais du fait d'apparition de colorations dentaires et de problèmes esthétiques lors de son utilisation, une modification de sa composition a eu lieu avec le retrait du fer. Ainsi apparaît, en 2002, le MTA blanc (White MTA), principalement utilisé aujourd'hui. De nombreuses études ont été menées afin de comparer les mécanismes d'action et la biocompatibilité de ces deux formes. Elles ont toutes conclu qu'aucune différence significative n'existe entre le Grey MTA et le White MTA. Le white MTA est un mélange poudre/ eau stérile, sa partie poudre est composée de silicate tricalcique, silicate dicalcique, oxyde de bismuth, aluminate tricalcique et de gypse (figure 16). Il fait partie des matériaux encore utilisés pour la micro-chirurgie.



Figure 16. MTA commercialisé par la société Dentsply Sirona sous le nom de ProRoot MTA® [87]

4.8.1.1. Avantages

L'utilisation du MTA pour la micro-chirurgie endodontique a permis un réel progrès des matériaux d'obturation rétrograde. Le MTA est, encore aujourd'hui, le matériau de référence pour ce type d'intervention. De nombreux articles scientifiques continuent d'être édités à son sujet et il sert, aujourd'hui, de base de comparaison pour tous les nouveaux matériaux en développement. L'engouement pour le MTA est dû à plusieurs de ses propriétés :

- bioactif *via* la formation d'hydroxyapatite lorsque le MTA rentre en contact avec les fluides,
- son scellement est rapporté comme supérieur face à tous les matériaux précédents [24,40,63]. Après sa mise en place, les cristaux d'hydroxyapatite vont se rassembler et combler les potentiels espaces

entre les murs dentinaires et le matériau et entre les fibres de collagène, un scellement mécanique va donc s'opérer dans un premier temps. Puis les particules, les ions calcium et phosphore vont se disséminer et permettre une liaison chimique aux parois dentinaires [35],

- sa biocompatibilité est aussi félicitée du fait d'être l'une des meilleures [69,154]. Le MTA présente le moins d'inflammation péri radiculaire et une cytotoxicité significativement inférieure par rapport à celle de l'amalgame, du SuperEBA[®], de l'IRM[®] ou des CVI selon l'étude d'Osorio [102],

- la prévention des percolations bactériennes a été jugée, dans les études, comme semblable à celle des CVI ou des composites et meilleure que celle avec du Super EBA[®] [75,97]. En effet, Schultz et coll. montrent que la moyenne de pénétration des colorants, pour les groupes obturés au MTA, de 0,44 mm avec 88 % des échantillons présentant aucune pénétration [118]. En comparaison avec le Super EBA[®] dont la pénétration moyenne a été évaluée à 2,19 mm avec l'absence d'échantillons sans pénétration,

- sa prise et son adhésion ne sont que très peu influencées par le sang ou par l'humidité,

- la radio-opacité a été mesurée comme inférieure à celle de l'amalgame mais supérieure à celle du Super EBA[®] ou de l'IRM[®] et compatible avec la chirurgie endodontique [14],

- pH élevé qui a tendance à augmenter après la prise (passant de 10,2 à 12,5). cette augmentation du pH est principalement causée par la libération d'hydroxyde de calcium lors de la réaction d'hydratation (réaction de prise du MTA) et permet au MTA d'induire une activité anti-bactérienne [10,35],

- réponse tissulaire favorable induisant une régénération tissulaire [45,46,92,116] :

→ un attachement et une croissance des cémentoblastes avec déclenchement de la cémentogénèse et formation d'un pont cémentaire directement au contact du matériau,

→ une augmentation de l'expression des gènes ostéoblastiques, tel que l'OCN : ostéocalcine, responsables de la différenciation ostéoblastique,

→ survie et prolifération des ostéoblastes like après 72 heures permettant le dépôt d'os (Pelliccioni et coll. [108]). Zhu et coll. démontrent que les ostéoblastes répondent davantage avec le MTA en comparaison avec l'IRM[®] [162]. Des études menées sur la régénération osseuse montrent que la distance entre le MTA et l'os néoformé est d'environ 0,3 mm et est 3 fois supérieure à celle des autres produits,

→ stimulation de la prolifération et de la différenciation des fibroblastes gingivaux et parodontaux permettant un potentiel d'attache du ligament parodontal régénéré au MTA,

- taux de succès rapporté, dans la littérature scientifique, comme élevé avoisinant les 92 % [154]. Kim et coll. montrent, toutefois, que le taux de succès n'est pas significativement différent entre leur obturation au Super EBA® (89,9 %) et l'obturation au MTA (91,6 %) [71].

4.8.1.2. Inconvénients

Bien que considéré comme le gold standard par beaucoup, le MTA ne présente pas toutes les propriétés attendues d'un matériau idéal d'obturation. Certaines de ses propriétés ont conduit les fabricants à améliorer sa composition et à développer de nouveaux produits dérivés. Les principaux reproches du MTA sont [35, 67, 123] :

- son temps de prise considéré comme trop long : environ 2 heures 45 minutes,
- sa résistance à la compression faible initialement (40MPa) mais qui augmente avec le temps (67 MPa après 21 jours). Cette propriété est surtout à prendre en considération dans le cadre d'une utilisation coronaire notamment au sein des cavités subissant de fortes forces occlusales,
- son coût trop important : la moyenne des prix de vente de la capsule de MTA est autour des 50-60 euros pour une intervention de chirurgie endodontique,
- difficulté de manipulation, que ce soit pour son apport au site ou pour sa condensation, avec une consistance et un aspect de surface granuleux [1, 116]. L'utilisation du MTA est protocole dépendant : il est nécessaire de respecter des doses d'eau et de poudre précises afin d'éviter d'interférer avec ses propriétés et d'utiliser des porte-matériaux pour son transport en bouche [55, 61],
- problèmes esthétiques dus à des colorations tissulaires lors de l'utilisation de MTA gris. Le développement du MTA blanc a permis de pallier à cela,
- difficulté à le retirer lorsque la prise est terminée, aucun solvant n'est disponible sur le marché,
- soluble lors de son placement avec un risque de lessivage si un contact précoce se fait avec des fluides [65].

Le succès du MTA a poussé la communauté scientifique à chercher une solution permettant de faire face aux principaux inconvénients mentionnés

précédemment tout en maintenant la qualité du produit. Ainsi une étude a, tout d'abord, cherché à améliorer la partie liquide du mélange poudre liquide. Jafarnia et coll. ont remplacé, dans leur étude, l'eau stérile conseillée par le fabricant par 3 additifs différents : du chlorure de calcium, du phosphate de sodium et de l'hypochlorite de sodium en gel à 3 % [62]. Ces derniers ont permis de réduire fortement le temps de prise du MTA, permettant d'atteindre les 20 à 35 minutes sans dégradation de propriétés mécaniques ou chimiques. De plus, l'utilisation d'hypochlorite de sodium en gel permet une amélioration de la manipulation.

Ces résultats sont confortés par l'étude de Antunes Bortoluzzi et coll. qui ont analysé l'impact de l'ajout de chlorure de calcium au MTA [7]. Ils ont conclu comme l'étude précédemment citée, que cet ajout permet d'améliorer le temps de prise mais ils ont remarqué aussi une élévation immédiate du PH du fait d'une stimulation du relargage d'ions Calcium. L'ajout de 10 % de chlorure de calcium a favorisé la réparation tissulaire, la formation de ciment et le rétablissement du ligament parodontal tout en permettant de faciliter la manipulation du produit, de réduire la quantité de liquide nécessaire au mélange et le pourcentage de microfuite bactérienne.

Des fabricants ont aussi développé sur le marché de nouveaux produits dérivés du ProRoot MTA® présentant des propriétés similaires à ce dernier mais en améliorant ses inconvénients (tableau 1) :

- le MTA angelus® (Angelus, Brésil), dont l'apparition sur le marché brésilien remonte à 2001, est composé principalement de ciment de Portland associé à de l'oxyde de bismuth. Le sulfate de calcium a été retiré afin d'améliorer la rapidité de prise du produit. Tout comme le MTA une formule grise a tout d'abord été développée puis remplacée par une formule blanche assurant un risque plus faible de décoloration. Le temps de prise a été significativement réduit pour atteindre les 15 minutes selon le fabricant ⁶ [5],
- l'Endocem MTA® (Maruchia) est un matériau contenant de fines particules de pozzolane lui conférant un temps de prise initial à 2 minutes et un temps de prise final à 4 minutes selon le fabricant. Les études rapportent une biocompatibilité et une capacité à stimuler l'ostéogénèse comparable à celle du MTA classique. La résistance au lessivage est quant à elle améliorée et le risque de décoloration réduit,
- le retro MTA® (Biodent) est le matériau dont la prise est la plus rapide en comparaison aux matériaux précédemment cités. Les études indiquent que l'incorporation d'un complexe zircone calcium au sein du matériau permet une prise en 3 minutes [67,70],

⁶ Angelus. notice MTA angelus [Internet]. 2023. Disponible sur : <https://angelus.ind.br/assets/uploads/2019/12/mta-angelus-ifu-eng.pdf>

Tableau 1. Principaux dérivés du MTA : compositions et fabricants [67]

Materials	Composition	Manufacturer
Endocem MTA (EC)	Tricalcium silicate, tricalcium aluminate, dicalcium silicate, bismuth oxide	Maruchi, Wonju, Korea
Dia-Root Bio MTA (DR)	Calcium silicate, amorphous fumed silica, zirconium dioxide	Diadent, Cheongju, Korea
Retro MTA (RM)	Calcium carbonate, silicon dioxide, aluminium oxide, calcium zirconia complex	BioMTA, Seoul, Korea
Pro Root MTA (PR)	Portland cement, bismuth oxide, calcium sulfate dihydrate, tetracalcium aluminoferrite, gypsum, calcium oxide	Dentsply, Tulsa, TN, USA

Une étude rapporte toutefois, sur ces dérivés du MTA, des propriétés mécaniques, de potentiel d'angiogénèse ou de différenciations ostéoblastiques inférieures à celle du MTA. Ils conseillent donc l'utilisation de ces silicates à prise rapide uniquement dans des situations complexes avec un risque de contamination et de lessivage important [25].

4.8.2. Seconde génération

Entre les années 2000 à 2010, une nouvelle génération de biocéramiques a fait son apparition avec notamment : la Biodentine[®], le CEM[®] (Calcium Enriched Mixture), la famille des Root Repair Materials (RRM) : Endoséquence RRM[®], Iroot BP plus RRM[®], TotalFill RRM[®]. Ces derniers présentent des propriétés biologiques proches des MTA tout en permettant de pallier à certains des inconvénients de la 1^{ère} génération.

4.8.2.1. Biodentine[®]

Mise sur le marché en 2009 par la société Septodont, la Biodentine[®] est un « substitut dentinaire », bioactif, conditionné sous forme de capsules de poudre composées de silicate tricalcique, d'oxyde de zirconium, d'oxyde de calcium, de carbonate de calcium et de colorants fourni avec les capsules de poudre des monodoses de solution aqueuse composée de chlorure de calcium et de polycarboxylate. Les indications d'utilisation de la Biodentine[®] sont nombreuses, à la fois au niveau coronaire de la dent (restauration dentinaire définitive, restauration des lésions carieuses profondes par technique sandwich, lésions cervicales), au niveau pulpaire (coiffage direct, pulpotomie) ou encore au niveau radiculaire (perforations, résorptions, apexification ou obturation apicale rétrograde) (figure 17).



Figure 17. Conditionnement de la Biodentine® : ancienne formulation capsule de poudre et dosette de liquide [87]

4.8.2.1.1. Avantages

La Biodentine® présente de nombreuses similarités avec le MTA que ce soit pour ses indications, ses propriétés mais elle présente certaines caractéristiques lui permettant de la considérer comme alternative au MTA pour la chirurgie endodontique [4, 94] :

- un temps de prise réduit en comparaison avec le MTA. La prise initiale de la Biodentine® se fait en 12 minutes environ du fait de l'incorporation d'un accélérateur de prise (le chlorure de calcium), de la présence de particules plus fines et d'une diminution de la quantité de liquide nécessaire à sa préparation [35]. L'étude menée par Radeva et coll. montre que ce temps de prise permet à la Biodentine® d'avoir un risque de percolation bactérienne légèrement inférieure à celui du MTA [111],
- des propriétés mécaniques équivalentes à la dentine d'où son nom de substitut dentinaire. La résistance à la compression a été estimée à 170MPa après 24 h de pose et s'amplifie avec le temps pour atteindre, après 21 jours, les 304 MPa [132],
- un taux de succès équivalent au MTA,
- l'absence de risque de coloration dentaire ou tissulaire à la différence du MTA gris,
- une activité antibactérienne du fait du relargage, lors de la réaction hydratation, d'hydroxyde de calcium et donc de l'augmentation de la valeur du pH,
- une manipulation aisée et une facilité à le condenser au sein de la préparation [1],
- un très bon scellement apical [45, 55]. Ce dernier est expliqué du fait de la présence, dans la Biodentine®, de particules plus fines et homogènes que les autres matériaux permettant une meilleure adaptation dans la cavité, une interface solide entre le matériau et la dentine et une

pénétration de ces particules au sein des tubulli dentinaires assurant une adhésion micromécanique aux parois dentinaires par la création de tags bio minéralisés (apatite) dans ces derniers [16, 106],

Dawood estime que la capacité de scellement de la Biodentine® est semblable à celle des ciments verre ionomère mais son intégrité marginale est supérieure du fait de la précipitation de cristaux d'apatite. De plus, il montre une libération accrue d'ions calcium et donc d'hydroxyapatite pour la Biodentine® en comparaison avec le MTA [35].

- une bonne biocompatibilité : la cytotoxicité de la Biodentine® est rapportée dans les études cliniques comme faible [135]. Nunez et coll. montrent dans leur étude que la Biodentine® et le MTA sont analogues en terme de biocompatibilité [33]. Ils fournissent un environnement favorable pour la croissance, la prolifération et la différenciation cellulaire permettant l'acquisition de propriétés ostéogéniques. Ceci démontre également une quantité plus importante de cellules du ligament parodontale autour de la Biodentine® en comparaison avec le MTA [23],
- une hydrophilie. La Biodentine® nécessite un environnement humide pour permettre sa prise, limiter sa porosité et éviter la création de microfissures au sein du matériau.

4.8.2.1.2. Inconvénients

Certaines faiblesses de la Biodentine® sont à prendre en considération avant son utilisation lors d'interventions rétrogrades :

- sa radio-opacité : cette dernière est assurée par l'intermédiaire de l'oxyde de zirconium au sein de la poudre de Biodentine®. Toutefois, la littérature scientifique rapporte que cette dernière est insuffisante pour discerner la Biodentine® de la dentine ou du ciment [45, 86],
- difficulté d'utilisation du fait de son conditionnement sous la forme d'un mélange poudre en capsule et monodose de liquide,
- sa solubilité [138]. Certaines études rapportent une solubilité plus importante de la Biodentine® en comparaison avec d'autres matériaux biocéramiques ou en comparaison des milieux dans lequel il peut être introduit [10]. Akinci met en évidence que la Biodentine®, contrairement à d'autres biocéramiques, perd de sa densité et de sa masse lors de son introduction dans un milieu acide ; environnement comparable à celui du péri apex lors d'une infection péri apicale [2]. En milieu acide la solubilité et la dissolution sont continues dans le temps.

Le fabricant recommande l'incorporation de 5 gouttes de liquide dans la capsule de poudre. Toutefois le mélange reste hasardeux.

Ainsi il a été développé, depuis peu, un nouveau conditionnement pour la Biodentine® commercialisé sous le nom de Biodentine XP® avec les mêmes propriétés que la Biodentine® classique. Ce dernier se présente sous la forme de cartouches tout en un contenant déjà la poudre et le liquide, à mixer dans un vibreur avant son application dans la cavité rétrograde par l'intermédiaire d'un pistolet applicateur (figure 18)



Figure 18. Nouvelle forme en cartouches « tout en un » : Biodentine XP®⁷
[121]

4.8.2.2. CEM® (Calcium Enriched Mixture)

Le CEM® est apparu en 2006 sous la forme d'un mélange poudre et eau. Sa partie poudre est composée de phosphate de calcium, calcium sulfate, silicate de calcium, chlorure de calcium, carbonate de calcium, oxyde de calcium et de l'hydroxyde de calcium. Le CEM® est un produit polyvalent pouvant être utilisé comme matériau de coiffage pulpaire direct, pour l'apexogénèse, l'obturation ortho et rétrograde ou pour la gestion de perforations ou de résorptions. Son principe d'action repose sur une réaction d'hydratation lors de son mélange permettant la formation d'hydroxyde de calcium et d'hydroxyapatite

4.8.2.2.1. Avantages

Les avantages du CEM® sont les suivants :

- un temps de prise favorable, estimé par le fabricant à environ 50 minutes après son application. Ceci représente une supériorité du CEM® en comparaison avec le MTA (dont la prise se fait en 2h45) mais reste

⁷ Septodont. brochure biodentine xp. 2023

inférieur au 12 minutes de la Biodentine®. Le temps de travail du CEM® a, quant à lui, été estimé autour des 5 minutes environ,

- un bon état de surface, une viscosité et un écoulement satisfaisants permettant de l'appliquer et de le condenser facilement au sein de la cavité rétrograde [35],

- bioactif par l'induction de la différenciation des cellules souches et la néo-formation de tissus durs : cimentogénèse et ostéogénèse [141],

- hydrophilie, tout comme la Biodentine®, le CEM® nécessite un environnement humide afin de permettre sa prise, d'augmenter la mouillabilité des parois dentinaires et d'ainsi favoriser son adaptation aux irrégularités des parois canalaire et sa pénétration au sein des tubuli dentinaires,

- effet antibactérien. Comme les autres biocéramiques, cette défense face aux agressions bactériennes est principalement due au relargage d'hydroxyde de calcium et à l'augmentation du pH (10,7). L'étude menée sur la comparaison des propriétés antibactériennes des matériaux rétrogrades montre que l'effet du CEM® est supérieur à celui du MTA [35],

- expansion de prise permettant une bonne adaptation du matériau après sa prise et l'élimination d'espaces pouvant exister entre le matériau et les parois canalaire [141],

- biocompatibilité : la réaction inflammatoire produite par la mise en place du CEM® a été démontrée comme très faible et inférieure à celle du MTA. La cytotoxicité a été démontrée comme faible sur les lignées cellulaires et semblable à celle du MTA. Les études au long court montrent une supériorité du CEM® par rapport au MTA dans ce domaine,

- une manipulation aisée et l'absence d'adhésion du matériau aux instruments ou aux applicateurs [141],

- une prévention des fuites bactériennes supérieure par rapport au MTA. Comme son nom l'indique le CEM® est un matériau riche en ions calcium mais aussi en ions phosphore. Ces ions sont essentiels pour la formation d'hydroxyapatite. Cette dernière est donc présente en plus grande quantité et permet un scellement apical amélioré [35]. Le CEM® présente un pourcentage élevé de petites particules entre 0,52 et 5 micromètres compatible avec le diamètre des tubuli dentinaires.

4.8.2.2.2. Inconvénients

Le principal inconvénient du CEM®, rapporté par les études cliniques, est son conditionnement sous la forme d'un mélange poudre/ liquide [10]. Comme tous les autres produits précédemment énoncés sous ce conditionnement, le

mélange entre les deux parties reste hasardeux et opérateur dépendant. Aujourd'hui, les fabricants prennent en compte ce principal problème et développent de nouvelles formes de biocéramiques en seringues prêtes à l'emploi ou en mélange putty.

4.8.2.3. Famille des RRM (« root repair material »)

Contrairement aux biocéramiques énoncées précédemment, la famille des RRM est une famille de biomatériaux à base de céramique se présentant sous la forme de seringue ou de putty prêt à l'emploi. Ces deux conditionnements permettent de faciliter le travail du praticien en permettant une meilleure manipulation du produit. Ces produits sont utilisés pour la gestion des perforations, la chirurgie apicale ou encore le coiffage pulpaire. Dans les études menées sur ces produits, 3 sous-groupes ressortent le plus souvent :

- L'Endoséquence RRM[®] est un produit commercialisé par la société Brasseler USA. Il se présente sous deux formes différentes en ce qui concerne l'obturation *a retro* : la forme pâte en seringue sous le nom de Endoséquence BC RRM paste[®] ou sous la forme d'un pot de putty sous le nom d'Endoséquence RRM putty[®] (figures 19 et 20). L'Endoséquence RRM fast set putty est une troisième version de ce produit, celui-ci cumule les caractéristiques des deux précédents produits tout en apportant un temps de prise plus court,



Figures 19 et 20. Famille des RRM : Endoséquence RRM[®] en forme putty (à droite) ⁸ et forme seringue (à gauche) [19]

- L'Iroot[®] : avec la forme putty sous le nom de Iroot BP[®] plus et la forme seringue sous le nom de IRoot SP[®],
- Le Totalfill RRM[®] commercialisé par la société, Suisse, FKG Swiss Endo. Pour l'obturation rétrograde, deux formes sont conseillées par le fournisseur : la forme putty sous le nom de TotalFill RRM putty[®] et un

⁸ brasseler USA. brochure endosequence RRM [Internet]. Disponible sur: https://brasselerusadental.com/wpcontent/uploads/sites/9/2017/11/B_3644_Bioceramic-Guide.pdf

dérivé de la forme putty se présentant en seringue de pâte : le TotalFill BC RRM Fast Set Putty® (figures 21 et 22).



Figures 21 et 22. Famille des RRM : TotalFill BC RRM Fast Set Putty (à gauche) et prélèvement d'un plug de matériau pour l'obturation de la cavité a retro (à droite) [72]

4.8.2.3.1. Avantages

Les Root Repair Materials (RRM) font partie des biocéramiques les plus récentes apparues sur le marché pour une utilisation en chirurgie rétrograde. Ces dernières années et encore aujourd'hui, les études se tournent vers cette nouvelle famille dont de nombreuses propriétés sont rapportées comme très proches de celle du MTA classique mais dont certains critères dépassent ce dernier. Ces RRM ont été jugés, par la communauté scientifique, comme prometteurs pour le succès de la micro-chirurgie endodontique et ont poussé les auteurs à conduire de plus amples recherches afin d'analyser l'ensemble de leurs propriétés :

- biocompatibilité et non cytotoxique [151] : les études menées par Al Anezi et par Damas ont montré une viabilité des populations cellulaires et un niveau de cytotoxicité semblables pour les RRM et pour le MTA [3, 34]. Chen et coll démontrent, quant à eux, une meilleure réponse cicatricielle des tissus péri apicaux au contact du matériau lors de l'utilisation des RRM [26],

Ils décrivent une réaction inflammatoire minime voire même dans certains cas une absence de signes d'inflammation en regard du matériau. De plus la régénération parodontale est démontrée comme supérieure en comparaison avec le MTA. Ma et coll. démontrent que le MTA et les RRM présentent un pourcentage de fibroblastes gingivaux plus important en comparaison avec

l'IRM® ou le Cavit G® et qu'une prolifération de ces fibroblastes a lieu avec le temps [83].

- bioactif : Toujours dans leur étude, Chen et coll. obtiennent un nombre supérieur d'échantillons présentant une néo formation osseuse, cémentaire et ligamentaire recouvrant la surface radiculaire réséquée en comparaison avec celle obtenue avec le ProRoot MTA® [26]. Ils expliquent cela par le fait que les RRM ont une action mitogène plus importante sur les précurseurs ostéo et odontogénique et sur leurs différenciations. Lee et coll. démontrent, en plus, que les RRM induisent une plus forte expression des gènes ostéoblastiques en ce qui concerne notamment l'OCN (ostéocalcine) et l'ALP (Phosphatase Alcaline) [77]. Ils en concluent donc que les RRM sont meilleurs inducteurs et conducteur de minéralisation des tissus durs par rapport au MTA,

- activité anti bactérienne : elle est associée à son pH très élevé, lors de sa mise en place au sein de la cavité rétrograde, autour des 12,8 puis ce dernier va diminuer progressivement pendant les 7 jours suivants [77]. Toutefois, il n'est pas montré de différence significative des RRM avec le MTA [161]. Une étude montre même une légère infériorité de cette propriété en comparaison avec la Biodentine® [148],

- manipulation facilitée du fait de sa consistance putty et d'un meilleur état de surface lors de son application. Les formulations putty ou en seringue permettent de faciliter l'intervention en évitant tout mélange ou préparation pendant l'acte. Le matériau est directement disponible, prêt à l'emploi et le risque d'erreur de mélange est évité [24, 151]

- particules plus fines : l'analyse au microscope électronique à balayage du MTA menée par Parirokh et Torabinejad a mis en évidence une taille de ses particules comprises entre 1 et 30 micromètres [107]. Ma et coll. ont mesuré que les particules les plus larges comprises dans les RMM (notamment l'Endoséquence RRM®) sont de 0,35 µm et que 50 % des particules ont une taille de l'ordre du nanomètre ce qui leur permet de pénétrer plus facilement au sein des tubuli dentinaires et d'assurer une bonne adhésion mécanique du matériau aux parois dentinaires [83]. Une étude comparant les forces d'adhésion de différentes biocéramiques montre que le Totalfill® présente la plus forte adhésion aux parois dentinaires (12,69 MPa) suivi de la Biodentine® (9,34 MPa) puis le MTA (7,89 MPa) [65],

- radio-opacité de 3,84 % d'aluminium, conforme aux recommandations de la norme ISO,

- temps de prise raccourci : en effet, différents temps de prise sont indiqués pour chaque produit par leur fabricant. Pour l'Endoséquence RRM®, Brasseler indique un temps de prise d'au moins 2 heures dans le

cadre d'une utilisation dans des conditions normales. Une augmentation du temps de prise en cas de forte contamination par les fluides [35]. Un second produit est disponible avec un temps de prise estimé à 20 minutes et commercialisé sous le nom de Endoséquence RRM fast set putty®. En ce qui concerne le TotalFill®, tout comme le matériau précédent, les deux formes, vendus par FKG Swiss Endo, TotalFill BC RRM putty® et TotalFill BC RRM fast set putty® ont respectivement des temps de prise de plus de 2 heures et de 20 minutes,

- pas de rétraction de prise après sa mise en place, une stabilité tridimensionnelle maintenue dans l'environnement biologique, l'absence de coloration des structures dentaires ou tissulaires [161],

- taux de succès qui a été estimé comme non significativement différent avec celui obtenu lors de chirurgie rétrograde au MTA (94 % de succès pour les RRM contre 93,1 % pour le MTA) [44, 161].

4.8.2.3.2. Inconvénients

Même si ces Root Repair Material reprennent les caractéristiques appréciées du MTA en améliorant ses points négatifs, ils ne permettent toujours pas d'atteindre l'objectif du matériau idéal.

Certaines études, menées sur le scellement apical des RRM, ont démontré une capacité similaire à celle du MTA lors de leur comparaison. Cependant, d'autres ont tout de même retrouvé, dans de nombreux cas, de faibles traces de contamination et percolation bactérienne [161].

Une étude menée en 2023 par Dong et coll., a cherché à associer un RRM rétrograde putty (Iroot BP plus®) avec un ciment biocéramique d'obturation orthograde plus fluide (Iroot Sp®) lors de la réalisation d'une chirurgie rétrograde [40]. L'objectif était d'utiliser le matériau le plus fluide lors de la compaction du putty pour venir combler les éventuels manques ou espaces qui pourraient exister entre les matériaux et la paroi dentinaire et d'ainsi optimiser le scellement apical. Les résultats montrent une amélioration de l'adaptation marginale du matériau aux parois dentinaires dans le 1/3 coronaire de la cavité rétrograde avec une réduction significative de la quantité de vide. Toutefois, en ce qui concerne le 1/3 moyen et apical de la cavité, aucune différence significative n'a pu être mise en évidence avec une obturation classique avec un RRM putty seul, en raison de la solubilité et d'un risque accru de lessivage des ciments biocéramiques orthogrades. La même conclusion a été établie dans l'étude de Rencher sur l'Endoséquence RRM® [112].

De plus, une étude comparant la forme putty et la forme pâte du Totalfill RRM® met en évidence, pour cette dernière forme, un taux supérieur d'espaces au sein du matériau et entre le matériau et la paroi dentinaire par rapport à la forme putty [80].

5. Protocole d'obturation et instrumentation

5.1. Protocoles de préparation des matériaux en micro-chirurgie endodontique

Le respect des recommandations d'utilisation du fabricant est primordial afin d'obtenir les propriétés attendues et permettre une reproductibilité du succès thérapeutique. Les matériaux d'obturation rétrograde peuvent être divisés en quatre familles de conditionnements :

- les mélanges poudre/liquide à malaxage manuel : Le malaxage se fera à l'aide d'une spatule à ciment sur un bloc à spatuler et par apports progressifs de poudre au sein de la dose de liquide. Le ratio poudre/liquide est propre à chaque matériau. Pour rappel :

→ L'IRM® : ratio poudre/liquide de 3/1 avec malaxage jusqu'à l'obtention d'un mélange homogène sans strie,

→ Le SuperEBA® : le ratio doit être d'une dose de liquide pour 4 de poudre avec un malaxage des deux parties jusqu'à perte de la brillance de surface du mélange et l'absence d'écoulement lors de sa mise en place sur la spatule,

→ Le Proroot MTA® : 3 parties de poudre sont à mélanger avec 1 partie d'eau stérile. Le malaxage est à réaliser pendant 30 secondes jusqu'à l'obtention d'une consistance putty sableuse,

→ Le CEM® : Les études cliniques montrent qu'une augmentation de la quantité de poudre dans le mélange du CEM® a pour conséquence d'induire une baisse de ses capacités d'adhésion [127, 128]. Le *ratio* idéal est estimé, pour la micro-chirurgie endodontique à 0,33 soit 1 dose de liquide pour 3 de poudre,

- les mélanges poudre/liquide à malaxage mécanique : Ce type de préparation concerne principalement la Biodentine® commercialisée sous la forme d'une capsule de poudre dans laquelle le praticien vient y ajouter 5 gouttes de liquide à l'aide de la dosette fournie. La capsule est ensuite mélangée pendant 30 secondes par l'intermédiaire d'un vibreur. En ce qui concerne le nouveau conditionnement en cartouche Biodentine XP, cette dernière est activée et mélangée pendant 30 secondes grâce à un vibreur spécifique (Biodentine Mixer®, Septodont) et extrudée par son pistolet (Biodentine Gun®, Septodont).

- les matériaux prêts à l'emploi qui, comme leur nom l'indique, sont directement disponibles sans mélange, comme la famille des Root Repair Material. Que ce soit leur formulation en pot ou en seringue, le praticien prélève une partie du matériau pour constituer les plugs qui seront insérés dans la cavité rétrograde.

5.2. Protocole et instrumentation d'obturation rétrograde actuel

Une fois l'extrémité apicale préparée et l'hémostase obtenue, l'obturation *a retro* peut être entreprise.

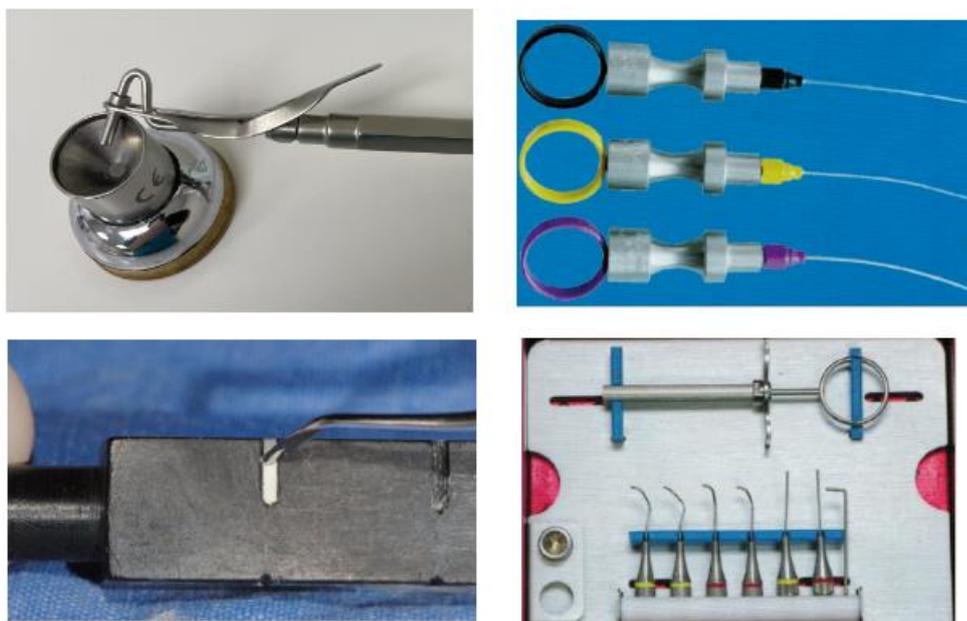
Historiquement, des porte-matériaux ont donc été développés permettant au praticien de les remplir de matériaux et d'insérer ce dernier dans la cavité rétrograde. Là encore, des innovations ont été apportées à ces porte-matériaux et certains d'entre eux ressortent de la littérature scientifique [22] :

- Le **porte-amalgame** est apparu en même temps que l'amalgame dentaire (figure 23). Il est d'abord utilisé, par les praticiens, pour le transport de l'amalgame et le remplissage des cavités coronaires. Son utilisation a été par la suite rapportée en chirurgie endodontique. Son extrémité creuse permettait de la remplir d'amalgame et un piston, actionné manuellement par le praticien, déposait le matériau au sein de la cavité rétrograde.

- Le premier instrument présent sur le marché pour la chirurgie endodontique rétrograde était commercialisé sous le nom de **Dovgan Carrier®** (figure 24) et développé par la société Quality Aspirators. Ce porte-instrument est composé de 3 parties : un corps permettant de recevoir le matériau malaxé, une aiguille et un piston permettant de placer de manière précise ce dernier au sein de la cavité rétrograde. L'intérêt de ce porte-matériau reposait sur ses aiguilles déformables en fonction de la situation clinique et de leurs diamètres adaptables en 3 dimensions (0,80 - 0,99 - 1,6 mm). Toutefois les praticiens ayant utilisé ce système rapportent un manque d'adaptation aux préparations apicales et un diamètre trop important des aiguilles facilitant le risque de les bloquer.

- Dans les années 2000, Edward Lee met au point « **le bloc formateur de pellet de MTA** » ou **bloc de Lee** (figure 25). Comme son nom l'indique, le bloc de Lee n'est pas un porte-matériaux permettant l'insertion dans la cavité rétrograde. Mais il consiste, plutôt, en un bloc en plastique permettant, grâce à la présence de sillons à sa surface et à l'application de MTA fraîchement malaxé dans une consistance pâteuse, de créer de petits pellets de MTA de diamètre et de taille contrôlés et qui seront récupérés à l'aide d'une spatule pour être placés au sein de la préparation rétrograde. Bien évidemment son utilisation n'est pas restreinte au MTA, d'autres pellets de matériaux peuvent être formés avec de l'IRM®, du CEM® ou même avec les RRM.

- Un autre type de porte-matériau sous la forme d'aiguille est apparu sous le nom de **système MAP®** (Micro-Apical Placement) (figure 26). Ce système se présente sous la forme d'une seringue sur laquelle sont insérées des aiguilles en Nickel-Titane présentant différentes angulations en fonction de la dent à traiter ; comme par exemple des aiguilles à triples angulations pour les sites complexes à atteindre, notamment les dents postérieures. Le système MAP® présente aussi l'avantage de proposer, au sein des aiguilles, un piston intra-canulaire, plus long que l'aiguille, permettant de faciliter la mise en place du matériau dans la cavité rétrograde et d'avoir une action de foulage et de compactage du matériau dans la partie la plus profonde de la cavité préparée.



Figures 23, 24, 25 et 26. Photographie d'un porte amalgame (en haut à gauche) (photographie personnelle), des aiguilles Dovgan Carrier® (en haut à droite), du bloc de Lee (en bas à gauche) et du système MAP® (en bas à droite)
[22]

Une fois inséré, le matériau est foulé délicatement à l'aide de micro-fouloirs et sa surface est brunie. Les excès sont éliminés à l'aide d'une petite spatule à bord tranchant et l'adaptation du matériau est fini à l'aide d'une microbrush ou à l'aide d'une boulette de coton humidifiée. L'obturation est ensuite analysée *via* les aides visuelles afin d'apprécier sa qualité et son étanchéité. Le microscope opératoire représente le meilleur moyen d'effectuer cette inspection. Une radiographie rétro-alvéolaire peut être réalisée dans le but d'évaluer la densité, la qualité et l'adaptation du matériau.

Le praticien procède à l'élimination des produits hémostatiques par irrigation de la crypte osseuse et une revascularisation de la crypte peut être nécessaire. L'intervention est ensuite finalisée par la remise en place du lambeau et sa suture.

5.3. Optimisation des protocoles d'obturation

La littérature scientifique développe des pistes permettant d'optimiser les protocoles d'obturation en micro-chirurgie endodontique :

- la **technique de préparation de la cavité rétrograde**. Des auteurs ont cherché à comparer l'impact sur les capacités de scellement lors de l'utilisation de fraises, d'inserts à ultrasons ou de lasers pour la mise en forme de la cavité rétrograde. Une étude menée par Premjith, révèle un taux de microfuites bactériennes inférieur lors de l'utilisation de laser Er,Cr;YSGG, légèrement supérieur lors de l'utilisation d'ultrasons et significativement supérieur avec des fraises [110],

Au-delà des principaux avantages procurés par les ultrasons lors de la mise en forme cavitaire, il semblerait que le type d'insert soit un facteur influent sur le scellement apical. En effet dans son étude, Vivian compare les inserts diamantés dont la poudre de diamant est soudée galvaniquement aux inserts diamantés fabriqués par dépôt chimique en phase vapeur (Chemical Vapor Deposition) et montre que ces derniers permettent d'améliorer le scellement des matériaux d'obturation *a retro* [149]. Lors de l'utilisation d'inserts ultrasoniques diamantés, une partie de la poudre recouvrant l'insert se décroche de sa surface et peut interférer avec le scellement lorsqu'elle se dépose au sein de la dentine. Contrairement aux inserts classiques, les inserts CVD présentent une couche de diamant plus homogène et sans espace entre les grains permettant une meilleure découpe et une diminution de leur usure. Vivian estime que cette perte de poudre de diamant est inférieure pour les inserts CVD en comparaison aux inserts classiques soudés galvaniquement.

Certains auteurs ont dénoncé d'autres points défavorables aux inserts à ultrasons comme par exemple une fragilité et une usure plus importante en comparaison aux fraises ou encore leurs coûts nettement supérieurs [81, 105]. De même, quelques articles montrent la formation de microfissures/fêlures dentinaires lors de chirurgie rétrograde avec des ultrasons. Il semblerait que ces fissures soient induites par une utilisation d'inserts en acier inoxydable à des puissances trop élevées. L'utilisation d'inserts diamantés semble diminuer le risque de fracture. De plus, une irrigation abondante, l'utilisation de faible puissance et sans résistance de ces inserts semblent aussi aider pour ce point (figure 27).

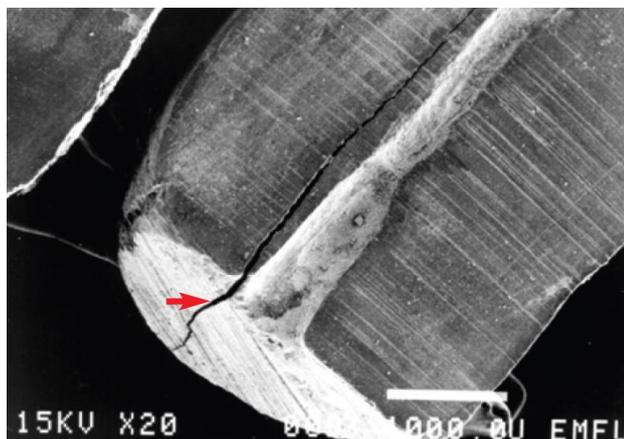


Figure 27. Observation au microscope électronique à balayage d'une préparation apicale réalisée à l'aide d'insert ultrasonique à trop forte puissance. Un trait de fracture est mis en évidence (flèche rouge) [14]

En ce qui concerne le laser, les études sont contradictoires quant à son efficacité et son impact pour la chirurgie rétrograde. Les principaux points positifs des lasers sont :

- l'efficacité de coupe des tissus durs avec un risque faible d'élévation ou de variation de température,
- une meilleure préservation de l'intégrité de la cavité *a retro* en comparaison avec les inserts ultrasoniques,
- la création de micro-rétentions au sein du tissu dentinaire rendant la surface radiculaire rétentive,
- une diminution du risque de formation de microfissures et une élimination de la smear layer,
- un effet bactéricide superficiel.

Toutefois des interférences en ce qui concerne la prévention des microfuites bactériennes lors de l'obturation sont rapportées. En effet leurs fonctionnements reposent sur la transmission d'énergie sur les tissus traités et notamment sur les particules d'eau présentes au sein de ces structures. Une étude comparant les capacités des scellements des biocéramiques lors de l'utilisation de lasers ou d'ultrasons montre une augmentation des microfuites lors de l'association laser et biocéramique [11]. Une légère humidité des tissus apicaux est essentielle afin d'initier la prise des biocéramiques. L'utilisation de laser dans la cavité rétrograde provoque une diminution de cette quantité d'humidité au sein de la dentine conduisant à une altération de la réaction de prise et à un risque accru de microfuites.

- **préparation chimique de la cavité rétrograde.** Lors de la réalisation d'un traitement endodontique orthograde, l'irrigation finale du système canalaire par de l'EDTA est une des étapes essentielles du succès thérapeutique. L'utilisation d'EDTA et son couplage avec des inserts ultrasoniques, permettant son agitation et son activation, montrent de bons résultats en ce qui concerne l'élimination de la smear layer, l'ouverture des tubuli dentinaires et donc sur l'adhésion des matériaux d'obturation [142],

- **activation ultrasonique** des biocéramiques. En 2021, une étude évalue l'influence sur les propriétés physico-chimiques de l'application d'ultrasons sur les matériaux d'obturation rétrograde lors de leur mise en place [1]. Ils constatent que lors de l'activation des matériaux, les impulsions ultrasoniques provoquent une dispersion des particules, une augmentation de la diffusion d'eau entre ces particules permettant d'accroître la réaction de hydratation. La réaction de prise est donc améliorée et son temps en est diminué. Les auteurs constatent, de même, d'autres changements du fait de l'amélioration de la réaction de prise telle qu'une augmentation de la fluidité du matériau ou des changements dimensionnels avec notamment une expansion de prise,

- les **aides optiques**, que ce soit les loupes ou le microscope opératoire, se sont imposées en endodontie depuis de nombreuses années. En ce qui concerne plus précisément la micro-chirurgie endodontique, les loupes ont été jugées comme insuffisantes en termes de grossissement (en général compris entre X3 et X4 voire parfois X6) pour permettre la réalisation de l'ensemble des étapes d'une telle intervention. Le microscope opératoire propose, quant à lui, des grossissements supérieurs et un éclairage co-axial permettant une meilleure illumination du site opératoire et donc une meilleure visibilité tout en évitant la création d'ombres. Le confort du praticien est aussi amélioré lors de l'utilisation d'un microscope puisqu'il permet de travailler dans une position plus droite, de limiter les tensions musculaires, dorsales et cervicales et d'atténuer la fatigue oculaire [72]. Le microscope opératoire est aussi un moyen d'associer les assistantes à l'intervention par l'ajout d'un système de vision assistée ou d'un système d'enregistrement raccordé à un moniteur [61].

Les grossissements du microscope seront modifiés tout au long de l'intervention. Lors de l'incision, de l'ostéotomie initiale, de la localisation de l'apex et lors de la suture finale, un **grossissement minimal (x3)** sera privilégié afin d'obtenir une vue d'ensemble du site chirurgical. Le **grossissement moyen (x5-8)** sera, quant à lui, utilisé lors de l'élévation du lambeau, l'ostéotomie, la résection apicale et le curetage péri apical. Enfin le **grossissement élevé (x8-12 voire même x18)** est à utiliser lors de la rétro-préparation aux ultrasons et pour examiner de manière précise l'apex réséqué afin de diagnostiquer la présence d'isthmes, de ramifications, de fractures, fêlures ou de canaux oubliés. Ce même grossissement est conseillé lors de l'inspection finale après l'obturation de l'extrémité radiculaire [22].

- le **positionnement du patient** est à prendre en considération pour le succès de l'intervention. En effet, il ne sera pas le même en fonction de la localisation de la dent causale. Le patient est placé de manière horizontale pendant toute

l'intervention sauf au moment de la préparation rétrograde, aux ultrasons, de l'apex réséquée et de l'obturation. Afin de permettre une vision directe du site au microscope opératoire, le patient sera, pour une intervention sur l'apex d'une dent maxillaire, légèrement redressé et au contraire sera incliné davantage pour une dent mandibulaire. Le praticien peut aussi placer le patient sur le côté lors d'une intervention sur un secteur postérieur [123] ;

- afin de faciliter le travail du praticien, le **travail à 4 ou même parfois à 6 mains** est essentiel. Ce travail à 4/6 mains permet d'associer une assistante à la vision du microscope opératoire. Elle aura pour rôle d'assurer le maintien de l'assèchement du site et l'écartement des tissus mous. La seconde assistante peut suivre le déroulement de la micro-chirurgie *via* un moniteur externe. Elle doit anticiper le passage des instruments de manière chronologique au praticien, permettant à ce dernier de maintenir son attention sur le site, et préparer les matériaux d'obturation au moment nécessaire ;

- De l'incision à la suture, les **instruments de micro-chirurgie endodontique** doivent être adaptés à la faible taille ou à la difficulté d'accès au site opératoire afin de gagner en efficience :

→ les écarteurs peuvent être plus ou moins larges en fonction de la taille du lambeau à élever. Certains écarteurs peuvent être munis d'une protection additionnelle en plastique permettant de récliner le lambeau de manière atraumatique ou de griffes permettant un appui précis et stable sur l'os cortical,

→ la turbine est, elle aussi, adaptée à ce type d'intervention. Les turbines type Impact Air 45 présentent une tête inclinée à 45° par rapport à l'axe de son corps et une diffusion de l'air par sa tête limitant ainsi le risque d'emphysème,

→ les micro-miroirs en micro-chirurgie sont de taille réduite avec un diamètre d'environ 3 mm et peuvent être rond ou ovale. Ils sont principalement utilisés lors de l'étape d'inspection de l'extrémité radiculaire après apicectomie à la recherche d'anomalies canalaire persistantes et après obturation pour en évaluer la qualité. Le reste du temps, le praticien travaille en vision directe par l'intermédiaire des aides visuelles. Certains fabricants proposent même des miroirs à manche flexible autorisant leur déformation et d'adapter l'orientation de ces derniers à la situation clinique,

→ l'un des systèmes les plus rapportés dans la littérature scientifique pour l'assèchement *a retro* est le système Stropko®. Ce dernier permet l'adaptation directement sur la seringue air/ eau d'aiguilles de taille désirée et compatible à la crypte osseuse. Contrairement aux pointes de papier, ce système se révèle être plus efficace et plus simple d'utilisation [42],

→ les fouloirs, condensateurs, brunissoirs et micro spatules sont essentiels afin d'assurer une obturation tridimensionnelle de qualité.

Différents diamètres, différentes angulations et longueurs sont à la disposition du praticien. Le fouloir doit être essayé dans la cavité *a retro*, avant la préparation du matériau, afin de sélectionner celui s'enfonçant le plus loin.

De même, le bloc opératoire doit être préparé en avance, les instruments organisés par ordre chronologique pour une rapidité et une fluidité de l'intervention (figure 28).



Figure 28. *Plateau opératoire pour une micro-chirurgie endodontique [72]*

- L'une des priorités pour une obturation de qualité est le **contrôle des fluides buccaux**. Le saignement doit donc être limité et des moyens de le réduire existent :

→ l'anesthésie est un des moyens d'obtenir une hémostase locale pendant tout le temps de l'intervention. L'utilisation de cartouches d'anesthésique 1/100.000 est à privilégier à celle du 1/200.000 du fait d'une action vasoconstrictrice significativement supérieure. Cette hémostase sera complétée par différents types d'hémostatiques locaux précédemment cités,

→ les incisions. Elles sont constituées d'une incision horizontale s'entendant d'une dent de part et d'autre de la dent concernée et dont la position va dépendre de nombreux facteurs. Trois types d'incisions sont décrites : l'incision intra-sulculaire avec inclusion des papilles, l'incision intra-sulculaire avec exclusion des papilles, l'incision sous marginale d'Ochsenbein et Luebke. Une ou deux incisions verticales peuvent être réalisées en fonction de la taille de la lésion et du nombre de racines concernées. Les auteurs conseillent aujourd'hui la réalisation de deux incisions verticales de décharges parallèles l'une par rapport à l'autre et parallèles au grand axe de la dent en évitant les éminences osseuses. Les vaisseaux sanguins vascularisant les tissus mous ont un trajet parallèle au grand axe de la dent. Ainsi, une incision verticale, parallèle au grand axe de la dent, conduit à une section significativement inférieure de vaisseaux sanguins que lors de la réalisation d'incision divergente et, de ce fait, d'assurer une meilleure gestion du saignement

per-opératoire et une meilleure vascularisation des tissus coronaires non réclinés [14, 22, 61, 123].

Le design du lambeau est à imaginer avant l'intervention en fonction des attaches (bride/ frein), de la largeur et de la hauteur de gencive attachée, de la largeur des papilles, de la position de la dent, de l'esthétique (figure 29).

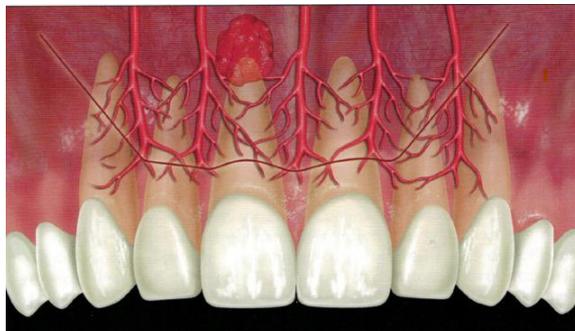


Figure 29. Schéma de la vascularisation gingivale montrant une section plus importante de cette vascularisation lors de la réalisation d'incision de décharge divergentes [22]

- l'utilisation du **piézotome** en micro-chirurgie endodontique est de plus en plus rapportée. Ce dernier permet grâce aux ultrasons de réaliser une section micrométrique de l'os. La précision de la crypte osseuse en est améliorée et le **principe de « Bone window »** peut être envisagé. Ce principe repose sur la section d'une fenêtre osseuse qui sera détachée, conservée et replacée à la fin de l'intervention permettant une amélioration de la cicatrisation (figure 30). Le saignement est aussi réduit conduisant à une diminution du risque d'interférence avec le matériau d'obturation [15]. L'échauffement tissulaire lors de la coupe est réduit, le taux de cytokine pro-inflammatoire est diminué et la néo-ostéogénèse est augmentée induisant une amélioration de la cicatrisation. Le couplage avec un CBCT pré-opératoire et un guide chirurgical permet d'optimiser la préparation du site et la taille de l'ostéotomie à la taille réelle de la lésion [27, 73, 78]. Dans le cas d'une fenestration déjà présente lors d'une pathologie apicale nécessitant le recours à la micro-chirurgie, cette technique de « Bone Window » n'est plus indiquée.

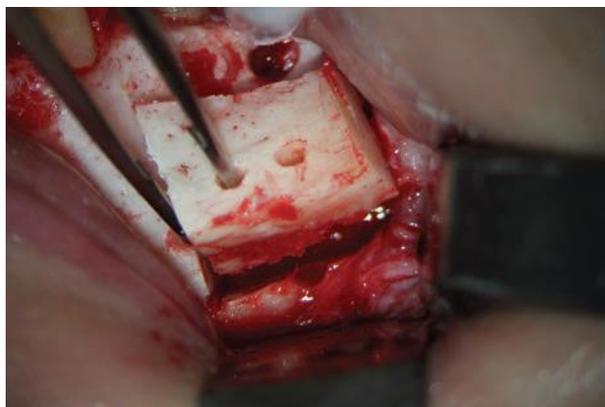


Figure 30. Dépose de la fenêtre osseuse après découpe au piézotome [72]

Conclusion

Longtemps délaissée dans la pratique de l'endodontie, la chirurgie endodontique est, depuis quelques années, revenue sur le devant de la scène comme alternative à l'extraction dentaire. Fort de nouvelles innovations qui ont bouleversé tous ces fondements initiaux, la micro-chirurgie endodontique s'impose dans la pratique de l'art dentaire du fait d'un taux de succès nettement amélioré.

L'amélioration progressive des matériaux d'obturation a participé à ce regain de popularité. De nombreux matériaux se sont succédés au cours de l'histoire, chacun ayant cherché à s'approcher des objectifs du matériau idéal et à faire face aux inconvénients du précédent. Certains ont complètement disparu de la pratique microchirurgicale tels que l'or, l'amalgame, le Cavit®. L'utilisation d'autres matériaux est encore rapportée par d'anciens praticiens, par habitude notamment, pour ce qui concerne l'IRM® ou le Super EBA®. Même si le matériau idéal n'existe, pour l'instant, pas encore, les matériaux les plus récents comme, les biocéramiques, se sont imposés par leur biocompatibilité, leur facilité de manipulation, leur temps de prise, leur bioactivité, et de nombreux autres points qui ont été développés précédemment.

L'obturation microchirurgicale reste une source inépuisable de recherches que ce soit pour les fabricants ou les chercheurs. De nombreux articles continuent d'être publiés, à l'heure actuelle, sur de nouveaux produits en développement ou en test *in vitro* et *in vivo* ou sur des moyens d'optimiser la manière d'utiliser les matériaux existant afin de repousser leurs limites.

Même si la chirurgie endodontique peut sembler être la solution dans la conservation de l'organe dentaire, elle présente toutefois des limites qui imposeront l'extraction de ce dernier et son remplacement par une solution implantaire ou prothétique amovible.

BIBLIOGRAPHIE

1. Acris De Carvalho FM, Silva-Sousa YTC, Saraiva Miranda CE, Miller Calderon PH, Barbosa AFS, Domingues De Macedo LM, et al. Influence of ultrasonic activation on the physicochemical properties of calcium silicate-based cements. *International Journal of Dentistry*. 2021; 2021: 1-7.
2. Akinci L, Simsek N, Aydinbelge HA. Physical properties of MTA, BioAggregate and Biodentine in simulated conditions: A micro-CT analysis. *Dental Materials Journal*. 2020; 39(4): 601-7.
3. Al Anezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LSW, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*. 2010; 109 (3): 122-5.
4. Alghamdi F, Aljahdali E. Comparison of mineral trioxide aggregate, Endosequence Root Repair material, and Biodentine used for repairing root perforations: A systematic review. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2019 ; 22 (4) : 469-76.
5. Angelus. Notice MTA angelus [Internet]. 2023. Disponible sur : <https://angelus.ind.br/assets/uploads/2019/12/mta-angelus-ifu-eng.pdf>
6. Antrim DD. Evaluation of the cytotoxicity of root canal sealing agents on tissue culture cells in vitro: Grossman's sealer, N2 (permanent), Rickert's sealer, and Cavit. *Journal of Endodontics*. 1976; 2 (4): 111-6.
7. Antunes Bortoluzzi E, Juarezbroon N, Antoniohungaroduarte M, Deoliveirademarchi A, Monteirobramante C. The Use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white portland cement. *Journal of Endodontics*. 2006; 32 (12): 1194-7.
8. Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. *British Dental Journal*. 2000; 188 (05): 266-8.
9. Arnold JW, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Borke JL, Pashley DH. The disintegration of SuperEBA cement in solutions with adjusted pH and osmolarity. *Journal of Endodontics*. 1997; 23 (11): 663-8.
10. Ashi T, Mancino D, Hardan L, Bourgi R, Zghal J, Macaluso V, et al. Physicochemical and antibacterial properties of bioactive retrograde filling materials. *Bioengineering*. 2022; 9 (11): 1-10.
11. Bago I, Lucić R, Budimir A, Rajić V, Balić M, Anić I. Sealing ability of bioactive root-end filling materials in retro cavities prepared with Er,Cr:YSGG Laser and ultrasonic techniques. *Bioengineering*. 2022; 9 (314): 1-8.
12. Banomyong D, Arayasantiparb R, Sirakulwat K, Kasemsuwan J, Chirarom N, Laopan N, et al. association between clinical/radiographic characteristics and histopathological diagnoses of periapical granuloma and cyst. *European Journal Dentistry*. 2023; 17 (4): 1241-1247

13. Barkhordar RA, Pelzner RB, Stark MM. Use of glass ionomers as retrofilling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1989; 67 (6): 734-9.
14. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's pathways of the pulp Expert Consult - E-Book: Cohen's Pathways of the Pulp Expert Consult - E-Book. Elsevier Health Sciences; 2015. 1143 p.
15. Bharathi J, Mittal S, Tewari S, Tewari S, Duhan J, Sangwan P, et al. Effect of the Piezoelectric device on intraoperative hemorrhage control and quality of life after endodontic microsurgery: A randomized clinical study. *Journal of Endodontics*. 2021; 47 (7): 1052-60.
16. Biočanin V, Antonijević Đ, Poštić S, Ilić D, Vuković Z, Milić M, et al. Marginal gaps between 2 calcium silicate and glass ionomer cements and apical root dentin. *Journal of Endodontics*. 2018; 44 (5): 816-21.
17. Blake A, Tuttle T, McKinney R. Apical periodontitis. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023.
18. Bramwell JD, Hicks ML. Sealing ability of four retrofilling techniques. *Journal of Endodontics*. 1986 ; 12 (3) : 95-100.
19. brasseler USA. Brochure endosequence RRM [Internet]. Disponible sur : https://brasselerusadental.com/wpcontent/uploads/sites/9/2017/11/B_3644_Bio ceramic-Guide.pdf
20. Braye G. L'Information Dentaire. 2014. Les aurifications dentaires.
21. Burch JG, Hulen S. The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1972; 34 (2): 262-8.
22. Castellucci A, Gagliani M, Gorni F, Mohamed N. Endodontie microchirurgicale. *Cahiers De Prothèses*; 2022. 255 p.
23. Ceci M, Beltrami R, Chiesa M, Colombo M, Poggio C. Biological and chemical-physical properties of root-end filling materials: A comparative study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2015; 18 (2): 94-9.
24. Chan S, Glickman GN, Woodmansey KF, He J. Retrospective analysis of root-end microsurgery outcomes in a postgraduate program in endodontics using calcium silicate-based cements as root-end filling materials. *Journal of Endodontics*. 2020; 46 (3): 345-51.
25. Chang SW, Bae WJ, Yi JK, Lee S, Lee DW, Kum KY, et al. Odontoblastic differentiation, inflammatory response, and angiogenic potential of 4 calcium silicate-based cements: Micromega MTA, ProRoot MTA, RetroMTA, and experimental Calcium Silicate Cement. *Journal of Endodontics*. 2015; 41 (9): 1524-9.
26. Chen I, Karabucak B, Wang C, Wang HG, Koyama E, Kohli MR, et al. Healing after root-end microsurgery by using mineral trioxide aggregate and a new

- calcium silicate-based bioceramic material as root-end filling materials in dogs. *Journal of Endodontics*. 2015; 41 (3): 389-99.
27. Chen YT, Hou BX. Advances in the application of the bony window technique in endodontic microsurgery. *Chinese Journal of Stomatology*. 2024; 59 (5): 507-11.
28. Chong BS, Ford TRP, Watson TF. The adaptation and sealing ability of light-cured glass ionomer retrograde root fillings. *International Endodontic Journal*. 1991; 24 (5): 223-32.
29. Chong BS, Ford TRP, Watson TF. Light-cured glass ionomer cement as a retrograde root seal. *International Endodontic Journal*. 1993; 26 (4): 218-24.
30. Chong BS, Owadally ID, Ford TRP, Wilson RF. Antibacterial activity of potential retrograde root filling materials. *Dental Traumatology*. 1994; 10 (2): 66-70.
31. Chong BS, Pitt Ford TR. Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endodontic Topics*. 2005; 11 (1): 114-30.
32. Civjan S, Huget EF, Wolfhard G, Waddell LS. Characterization of zinc oxide-eugenol cements reinforced with acrylic resin. *Journal of Dental Research*. 1972; 51 (1): 107-14.
33. Corral Nuñez CM, Bosomworth HJ, Field C, Whitworth JM, Valentine RA. Biodentine and mineral trioxide aggregate induce similar cellular responses in a fibroblast cell line. *Journal of Endodontics*. 2014; 40 (3): 406-11.
34. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of Mineral Trioxide Aggregates and EndoSequence bioceramic Root Repair Materials. *Journal of Endodontics*. 2011; 37 (3): 372-5.
35. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements : composition, properties, and clinical applications. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2017; 8 (2): 1-15.
36. De Deus QD, Horizonte B. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. *Journal of Endodontics*. 1975; 1 (11): 361-6.
37. De Pablo ÓV, Estevez R, Péix Sánchez M, Heilborn C, Cohenca N. Root Anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar : A systematic review. *Journal of Endodontics*. 2010; 36 (12) : 1919-31.
38. Dent-Mat. Geristore Dual-Cure resin ionomer introductory kit DFU [Internet]. 2020.
Disponible sur : <https://www.denmat.com/mpattachment/file/download/id/375/>
39. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials : a new in vitro method. *The journal of Prosthetic Dentistry*. 1986; 56 (4): 435-40.

40. Dong X, Xie Q, Xu X. In vitro evaluation of the sealing ability of combined use of iRoot BP Plus and iRoot SP for root-end filling. *Clin Oral Invest* [Internet]. 2023; Disponible sur: <https://link.springer.com/10.1007/s00784-023-04896-5>
41. Dorn S, Gartner A. Retrograde filling materials : A retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *Journal of Endodontics*. 1990; 16 (8): 391-3.
42. Eliyas S, Vere J, Ali Z, Harris I. Micro-surgical endodontics. *British Dental Journal*. 2014; 216 (4): 169-77.
43. Endoplast. Retroplast. 2024. histoire du rétroplast. Disponible sur: <https://www.retroplast.com/om>
44. Eskandar RF, Al-Habib MA, Barayan MA, Edrees HY. Outcomes of endodontic microsurgery using different calcium silicate–based retrograde filling materials : a cohort retrospective cone-beam computed tomographic analysis. *BMC Oral Health*. 2023; 23: 1-10.
45. Eskandari F, Razavian A, Hamidi R, Yousefi K, Borzou S. An Updated review on properties and indications of calcium silicate-based cements in endodontic therapy. *International Journal of dentistry*. 2022; 2022: 1-19.
46. Estrela C, Cintra LTA, Duarte MAH, Rossi-Fedele G, Gavini G, Sousa-Neto MD. Mechanism of action of bioactive endodontic materials. *Brazilian Dental Journal*. 2023; 34 (1): 1-11.
47. Finne K, Nord PG, Persson G, Lennartsson B. Retrograde root filling with amalgam and Cavit. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1977; 43 (4): 621-6.
48. Ford TRP, Andreasen JO, Dorn S o., Kariyawasam SP. Effect of various zinc oxide materials as root-end fillings on healing after replantation. *International Endodontic Journal*. 1995; 28 (6): 273-8.
49. Ford TRP, Roberts GJ. Tissue response to glass ionomer retrograde root fillings. *International Endodontic Journal*. 1990; 23 (5): 233-8.
50. Ford TRP, Andreasen JO, Dorn SO, Kariyawasam SP. Effect of super-EBA as a root end filling on healing after replantation. *Journal of Endodontics*. 1995; 21 (1): 13-5.
51. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. *Dental Traumatology*. 1991; 7 (3): 97-107.
52. Gao X, Tay FR, Gutmann JL, Fan W, Xu T, Fan B. Micro-CT evaluation of apical delta morphologies in human teeth. *Scientific Reports*. 2016; 6 (1): 1-6.
53. Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80 (4): 474-8.

54. Gemmell E, Yamazaki K, Seymour GJ. Destructive periodontitis lesions are determined by the nature of the lymphocytic response. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine : An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*. 2002; 13 (1): 17-34.
55. Gupta R, Kewalramani R. In-vitro evaluation of microleakage of bioceramic root-end filling materials : A spectrophotometric study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2021; 11 (2): 330-3.
56. Gutierrez G. JH, Aguayo P. Apical foraminal openings in human teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1995; 79 (6): 769-77.
57. Gutmann JL. Surgical endodontics: past, present, and future. *Endodontic Topics*. 2014; 30 (1): 29-43.
58. Hohenfeldt PR, Aurelio JA, Gerstein H. Electrochemical corrosion in the failure of apical amalgam. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1985; 60 (6): 658-60.
59. Hsu YY, Kim S. The resected root surface. *Dental Clinics of North America*. 1997; 41 (3): 529-40.
60. Hume WR. An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. *Journal of Dental Research*. 1984; 63 (6): 881-4.
61. Jadun S, Monaghan L, Darcey J. Endodontic microsurgery. Part two : armamentarium and technique. *British Dental Journal*. 2019; 227 (2): 101-11.
62. Jafarnia B, Jiang J, He J, Wang YH, Safavi KE, Zhu Q. Evaluation of cytotoxicity of MTA employing various additives. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009; 107 (5): 739-44.
63. Jain A. Comparison of the root end sealing ability of four different retrograde filling materials in teeth with root apices resected at different angles – An *in vitro* study. *Journal of clinical and diagnostic research*. 2016; 10 (1): 14-7.
64. Jensen S, Nattestad A, Egdø P, Sewerin I, Munksgaard E, Schou S. A prospective, randomized, comparative clinical study of resin composite and glass ionomer cement for retrograde root filling. *Clinical Oral Investigations*. 2002; 6 (4): 236-43.
65. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu A, Brambilla E, Ivanišević Malčić A, et al. Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clinical Oral Investigation*. 2018; 22 (3): 1559-65.
66. Kaga M, Seale NS, Hanawa T, Ferracane JL, Waite DE, Okabe T. Cytotoxicity of amalgams, alloys, and their elements and phases. *Dental Materials*. 1991; 7 (1): 68-72.

67. Kang TY, Choi JW, Seo KJ, Kim KM, Kwon JS. Physical, chemical, mechanical, and biological properties of four different commercial root-end filling materials : A comparative study. *Materials*. 2021; 14 (7): 1-13.
68. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass ionomer cement. *Journal of Dental Research*. 1979; 58 (3): 1080-6.
69. Khoswanto C, Dewi IK. MTA as modulator of periapical tissue healing in rat molar: A histological study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2024; 14 (2): 201-4.
70. Kim D, Lee H, Chung M, Kim S, Song M, Kim E. Effects of fast-and slow-setting calcium silicate-based root-end filling materials on the outcome of endodontic microsurgery: a retrospective study up to 6 years. *Clinical Oral Investigation*. 2020; 24 (1): 247-55.
71. Kim S, Song M, Shin SJ, Kim E. A randomized controlled study of Mineral Trioxide Aggregate and Super Ethoxybenzoic Acid as root-end filling materials in endodontic microsurgery : Long-term outcomes. *Journal of Endodontics*. 2016; 42 (7): 997-1002.
72. Kim S, Kratchman S, Karabucak B, Kohli M, Setzer F. *Microsurgery in endodontics*. John Wiley & Sons; 2017. 259 p.
73. Kim U, Kim S, Kim E. The application of « bone window technique » using piezoelectric saws and a CAD/CAM-guided surgical stent in endodontic microsurgery on a mandibular molar case. *Restorative Dentistry and Endodontics*. 2020; 45 (3): e27.
74. Koch KA, Brave DG. Bioceramics, part I : the clinician's viewpoint. *Dentistry Today*. 2012; 31 (1): 130-5.
75. Küçükkaya Eren S, Parashos P. Adaptation of mineral trioxide aggregate to dentine walls compared with other root-end filling materials : A systematic review. *Australian Endodontic Journal*. 2019; 45 (1): 111-21.
76. Lai PT, Wu SL, Huang CY, Yang SF. A retrospective cohort study on outcome and interactions among prognostic factors of endodontic microsurgery. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2022; 121 (11): 2220-6.
77. Lee GW, Yoon JH, Jang JH, Chang HS, Hwang YC, Hwang IN, et al. Effects of newly-developed retrograde filling material on osteoblastic differentiation *in vitro* . *Dental Materials Journal*. 2019; 38 (4): 528-33.
78. Lee SM, Yu YH, Wang Y, Kim E, Kim S. The application of « Bone Window » technique in endodontic microsurgery. *Journal of Endodontics*. 2020; 46 (6): 872-80.
79. Leirskar J. On the mechanism of cytotoxicity of silver and copper amalgams in a cell culture system. *Scandinavian Journal of Dental Research*. 1974; 82 (1): 74-81.

80. Lertmalapong P, Jantarat J, Srisatjaluk RL, Komoltri C. Bacterial leakage and marginal adaptation of various bioceramics as apical plug in open apex model. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2019; 10 (1): 1-7.
81. Ling Z, Zheng Z, Zeng Y, Jiang L, Wu Y, Wu B, et al. Effect of heat softening versus ultrasonic removal of root-end Gutta-Percha on the quality of root-end preparation for endodontic microsurgery. *Scanning*. 2021; 2021: 1-8.
82. Luomanen M, Tuompo H. Study of titanium screws as retrograde fillings using bacteria and dye. *Scandinavian Journal of Dental Research*. 1985; 93 (6): 555-9.
83. Ma J, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. Biocompatibility of two novel Root Repair Materials. *Journal of Endodontics*. 2011; 37 (6): 793-8.
84. Maher W, Johnson R, Hess J, Steiman R. Biocompatibility of retrograde filling materials in the ferret canine. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*. 1992; 73 (6): 738-45.
85. Makkawy HAM, Koka S, Lavin MT, Ewoldsen NO. Cytotoxicity of root perforation repair materials. *Journal of Endodontics*. 1998; 24 (7): 477-9.
86. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A review on Biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Research International*. 2014; 2014: 1-10.
87. Marchi V. Les bioceramiques : une évolution pour l'obturation canalair. réalités cliniques. 2019; 30 (4): 298-307.
88. Markowitz K, Moynihan M, Liu M, Kim S. Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1992; 73 (6): 729-37.
89. Ministère de la Santé et de la Prévention. 2023. Précautions d'emploi des amalgames dentaires. Disponible sur: <https://sante.gouv.fr/soins-et-maladies/autres-produits-de-sante/dispositifs-medicaux/article/precautions-d-emploi-des-amalgames-dentaires>
90. Mirowski GW, Waibel JS. Pigmented lesions of the oral cavity. *Dermatologic Therapy*. 2002; 15 (3): 218-28.
91. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 1959; 59 (5): 954-66.
92. Montero-Miralles P, Ibáñez-Barranco R, Cabanillas-Balsera D, Areal-Quecuty V, Sánchez-Domínguez B, Martín-González J, et al. Biomaterials in periapical regeneration after microsurgical endodontics: A narrative review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2021; 13 (9): 935-40.
93. Moodnik RM, Levey MH, Besen MA, Borden BG. Retrograde amalgam filling : a scanning electron microscopic study. *Journal of Endodontics*. 1975; 1 (1): 28-31.

94. Nabeel M, Tawfik HM, Abu-Seida AMA, Elgendy AA. Sealing ability of Biodentine versus ProRoot mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. *The Saudi Dental Journal*. 2019; 31 (1): 16-22.
95. Nair PNR. Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2004; 15 (6): 348-81.
96. Negm MM. The effect of varnish and pit and fissure sealants on the sealing capacity of retrofilling techniques. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1988; 66 (4): 483-8.
97. Nepal M, Shubham S, Tripathi R, Khadka J, Kunwar D, Gautam V, et al. Spectrophotometric analysis evaluating apical microleakage in retrograde filling using GIC, MTA and Biodentine : an in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2020; 20 (1): 1-7.
98. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of non-surgical root canal treatment : part 2 : tooth survival. *International Endodontic Journal*. 2011; 44 (7): 610-25.
99. Nord PG. Retrograde rootfilling with Cavit : a clinical and roentgenological study. *Svensk Tandlakare Tidskrift Swedish*. 1970; 63 (4): 261-73.
100. Organisation mondiale de la santé. Mercure et santé [Internet]. 2017. Disponible sur: <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/mercury-and-health>
101. Orr J. Simplified retrograde endodontics. *Journal of the Missouri Dental Association*. 1971; 51 (4): 7-10.
102. Osorio RM, Hefti A, Vertucci FJ, Shawley AL. Cytotoxicity of endodontic materials. *Journal of Endodontics*. 1998; 24 (2): 91-6.
103. Oynick J, Oynick T. A study of a new material for retrograde fillings. *Journal of Endodontics*. 1978; 4 (7): 203-6.
104. Ozbas H, Yaltirik M, Bilgic B, Issever H. Reactions of connective tissue to compomers, composite and amalgam root-end filling materials. *International Endodontics Journal*. 2003; 36 (4): 281-7.
105. Palma PJ, Marques JA, Casau M, Santos A, Caramelo F, Falacho RI, et al. Evaluation of root-end preparation with two different endodontic microsurgery ultrasonic tips. *Biomedicines*. 2020; 8 (383): 1-19.
106. Paños-Crespo A, Sánchez-Torres A, Gay-Escoda C. Retrograde filling material in periapical surgery : a systematic review. *Medecina Oral Patholgia oral y Cirugia Bucal*. 2021; 422-9.
107. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements : an updated overview – part I : vital pulp therapy. *International Endodontic Journal*. 2018; 51 (2): 177-205.

108. Pelliccioni GA, Ciapetti G, Cenni E, Granchi D, Nanni M, Pagani S, et al. Evaluation of osteoblast-like cell response to Proroot MTA (mineral trioxide aggregate) cement. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*. 2004; 15 (2): 167-73.
109. Pissiotis E, Sapounas G, Sp LSW. Silver Glass Ionomer Cement as a Retrograde Filling Material : A Study In Vitro. *Journal of Endodontics*. 1991; 17 (5): 225-9.
110. Premjith, Shetty D, Kailar A, Pare S, Kumar P, Ragher M. The effect of root end cavity preparation using Er,Cr:YSGG Laser, ultrasonic retrotip, and bur on the apical microleakage of retrograde cavity filled with MTA Plus. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2020 ; 12 (Suppl 1) : 299-303.
111. Radeva E, Usunov T, Ivanov I, Genchev G. Apical Microleakage of four materials after root end resection (In Vitro Study). *Acta Medica Bulgarica*. 2016; 43 (2): 61-7.
112. Rencher B, Chang AM, Fong H, Johnson JD, Paranjpe A. Comparison of the sealing ability of various bioceramic materials for endodontic surgery. *Restorative Dentistry and Endodontics*. 2021; 46 (3): 1-11.
113. Ricucci D, Siqueira Jr. JF. Fate of the tissue in lateral canals and apical ramifications in response to pathologic conditions and treatment procedures. *Journal of Endodontics*. 2010; 36 (1): 1-15.
114. Roth S. A laboratory study of glass ionomer cement as a retrograde root-filling material. *Australian Dental Journal*. 1991; 36 (5): 384-90.
115. Rud J, Munksgaard EC, Andreasen JO, Rud V, Asmussen E. Retrograde root filling with composite and a dentin-bonding agent. 1. *Dental Traumatology*. 1991; 7 (3): 118-25.
116. Safi C, Kohli MR, Kratchman SI, Setzer FC, Karabucak B. Outcome of endodontic microsurgery using Mineral Trioxide Aggregate or Root Repair Material as root-end filling material: A randomized controlled trial with Cone-beam computed tomographic evaluation. *Journal of Endodontics*. 2019; 45 (7): 831-9.
117. Sauveur G, Sobel M, Boucher Y. Utilization of gutta-percha for retrograde root fillings. *Dental Traumatology*. 2000; 16 (3): 128-31.
118. Schultz CB, Westhauser P, Niederöst B, Grätz KW. Obturation rétrograde par ciment MTA et Super-EBA après résection apicale. *revue mensuelle suisse odontostomatologie*. 2005; 115: 450-4.
119. seedat H, van der vyver P, de wet F. Micro-endodontic surgery Part 2 : root-end filling materials - A literature review. *South Africa dental journal*. 2018; 73 (5): 336-42.
120. Seppä L, Forss H, Ogaard B. The effect of fluoride application on fluoride release and the antibacterial action of glass ionomers. *Journal of Dental Research*. 1993; 72 (9): 1310-4.

121. Septodont. brochure biodentine xp. 2023.
122. Setzer FC, Kohli MR, Shah SB, Karabucak B, Kim S. Outcome of endodontic surgery : A meta-analysis of the literature—Part 2 : comparison of endodontic microsurgical techniques with and without the use of higher magnification. *Journal of Endodontics*. 2011; 1-10.
123. Setzer FC, Kratchman SI. Present status and future directions: Surgical endodontics. *International Endodontic Journal*. 2022; 55 (S4): 1020-58.
124. Setzer FC, Shah SB, Kohli MR, Karabucak B, Kim S. Outcome of endodontic surgery : A meta-analysis of the literature—Part 1 : comparison of traditional root-end surgery and endodontic microsurgery. *Journal of Endodontics*. 2010; 36 (11): 1757-65.
125. Shaw CS, BeGole EA, Jacobsen EL. The apical sealing efficacy of two reverse filling techniques versus cold-burnished gutta-percha. *Journal of Endodontics*. 1989; 15 (8): 350-4.
126. Shiraguppi V, Deosarkar B, Das M, Wanve K, Parakh S. Endodontic repair filling materials: a review article. *Journal of Interdisciplinary Dental Sciences [Internet]*. 2018; 7 (2). Disponible sur: <http://www.jids.org.in/vol7no2-4.pdf>
127. Shojaee NS, Adl A, Jafarpour D, Sobhnamayan F. Effect of different water-to-powder ratios on the solubility and microhardness of Calcium-Enriched Mixture cement. *Iran Endodontics Journal*. 2019; 14 (3): 185-9.
128. Shojaee NS, Adl A, Jafarpur D, Sobhnamayan F. Effect of different water-to-powder ratios on the compressive strength of Calcium-Enriched Mixture cement. *Iran Endodontics Journal*. 2018; 13 (3): 395-7.
129. Simon S, Pertot PM Willy. *Endodontie - Editions CdP. Initiatives Sante ; 2015. 1347p.*
130. Singh F, Ahuja L, Kakkar G, Kakkar A, Garg A, Mahajan A. An in vitro comparative evaluation of the sealing ability of five different root-end filling materials under confocal laser microscopy. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2020; 11 (1): 51-4.
131. Skinner RL, Himel VT. The sealing ability of injection-molded thermoplasticized gutta-percha with and without the use of sealers. *Journal of Endodontics*. 1987; 13 (7): 315-7.
132. Solanki N, Kishan K, Shah N. Biocompatibility and sealing ability of mineral trioxide aggregate and biodentine as root-end filling material: A systematic review. *Journal of Conservative Dentistry*. 2018; 21: 10-5.
133. Somma F, Leoni D, Plotino G, Grande NM, Plasschaert A. Root canal morphology of the mesiobuccal root of maxillary first molars : a micro-computed tomographic analysis. *International Endodontic Journal*. 2009; 42 (2): 165-74.

134. Sutimuntanakul S, Muangmingsuk A. Effect of varnish on microleakage of various retrofilling materials. *The Journal of the Dental Association Thailand*. 1986; 36 (2): 33-41.
135. Tang J jing, Shen Z shan, Qin W, Lin Z. A comparison of the sealing abilities between Biodentine and MTA as root-end filling materials and their effects on bone healing in dogs after periradicular surgery. *Journal of Applied Oral Science*. 2019; 27: 1-8.
136. Todd MJ, Harrison JW. An evaluation of the immediate and early sealing properties of Cavit. *Journal of Endodontics*. 1979; 5 (12): 362-7.
137. Torres FFE, Bosso-Martelo R, Espir CG, Cirelli JA, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M. Evaluation of physicochemical properties of root-end filling materials using conventional and Micro-CT tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2017; 25 (4): 374-80.
138. Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Bosso-Martelo R, Chavez-Andrade GM, Tanomaru M. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicate-based cements. *Journal of Applied Oral Science*. 2018; 26: 1-8.
139. Tronstad L, Trope M, Doering A, Hasselgren G. Sealing ability of dental amalgams as retrograde fillings in endodontic therapy. *Journal of Endodontics*. 1983; 9 (12): 551-3.
140. Trope M, Lost C, Schmitz HJ, Friedman S. Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1996; 81 (2): 221-8.
141. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restorative Dentistry and Endodontics*. 2015; 40 (1): 1-13.
142. Valencia YM, Vertuan GC, Alcalde MP, Vivan RR, Reis Só MV, Duarte MAH. Effect of irrigating agitation after root end preparation on the wall cleaning and bond strength of calcium silicate material in retrograde obturation. *European Journal of Dentistry*. 2021; 15 (4): 707-13.
143. Versiani MA, Basrani B, Sousa-Neto MD. *The Root Canal Anatomy in Permanent Dentition*. Springer ; 2018. 431 p.
144. Versiani MA, Ordinola-Zapata R. Root Canal Anatomy: Implications in Biofilm Disinfection. In: Chávez De Paz LE, Sedgley CM, Kishen A, éditeurs. *The Root Canal Biofilm* [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg ; 2015. p. 155-87. (Springer Series on Biofilms; vol. 9).
Disponible sur : https://link.springer.com/10.1007/978-3-662-47415-0_7
145. Versiani MA, Ahmed HMA, Sousa-Neto MDD, De-Deus G, Dummer PMH. Unusual deviation of the main foramen from the root apex. *Brazilian Dental Journal*. 2016; 27 (5): 589-91.

146. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1984; 58 (5): 589-99.
147. Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics*. 2005; 10 (1): 3-29.
148. Viswanath G, Tilakchand M, Naik BD, Kalabhavi AS, Kulkarni RD. Comparative evaluation of antimicrobial and antifungal efficacy of bioactive root-end filling materials: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2021; 24 (2): 148-52.
149. Vivan RR, Guerreiro-Tanomaru JM, Bernardes RA, Reis JMSN, Hungaro Duarte MA, Tanomaru-Filho M. Effect of ultrasonic tip and root-end filling material on bond strength. *Clinical Oral Investigations*. 2016; 20 (8): 2007-11.
150. Von Arx T. la technique du retroplast. *Revue Mensuelle Suisse d'odontostomatologie*. 2015; 115: 1200-3.
151. Von Arx T, Janer S, Hänni S, Bornstein M. Bioceramic root repair material (BCRRM) for root-end obturation in apical surgery. *swiss dental journal*. 2020; 130: 390-6.
152. Waikakul A, Punwutikorn J. Gold leaf as an alternative retrograde filling material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1989; 67 (6): 746-9.
153. Waikakul A, Punwutikorn J. Clinical study of retrograde filling with gold leaf: Comparison with amalgam. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1991; 71 (2): 228-31.
154. Wang X, Xiao Y, Song W, Ye L, Yang C, Xing Y, et al. Clinical application of calcium silicate-based bioceramics in endodontics. *Journal Translational Medicine*. 2023; 21 (1): 1-16.
155. Wennberg A, Hasselgren G. Cytotoxicity evaluation of temporary filling materials. *International Endodontic Journal*. 1981; 14 (2): 121-4.
156. Woo YR, Wassell RW, Foreman PC. Evaluation of sealing properties of 70°C thermoplasticized gutta-percha used as a retrograde root filling. *International Endodontic Journal*. 1990; 23 (2): 107-12.
157. Yao K, Chien M, Kohara O, Chikamori M, Kushida K, Hieda T. Effect of water isolation and early finishing on hardness of glass ionomer cements. *Journal of Osaka Dental University*. 1990; 24 (2): 141-7.
158. Zetterqvist L, Anneroth G. Glass-ionomer cement as retrograde filling material : an experimental investigation in monkeys. *international journal of oral and maxillofacial surgery*. 1987; 16 (4): 459-64.
159. Zetterqvist L, Anneroth G, Danin J, RÖDING K. Microleakage of retrograde fillings—a comparative investigation between amalgam and glass ionomer cement in vitro. *International Endodontic Journal*. 1988; 21 (1): 1-8.

160. Zheng Q, Zhang L, Zhou X, Wang Q, Wang Y, Tang L, et al. C-shaped root canal system in mandibular second molars in a Chinese population evaluated by cone-beam computed tomography: C-shaped canals in mandibular second molars. *International Endodontic Journal*. 2011; 44 (9): 857-62.
161. Zhou W, Zheng Q, Tan X, Song D, Zhang L, Huang D. Comparison of Mineral Trioxide Aggregate and iRoot BP Plus Root Repair Material as root-end filling materials in endodontic microsurgery: A prospective randomized controlled study. *Journal of Endodontics*. 2017; 43 (1): 1-6.
162. Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *Journal of Endodontics*. 2000; 26 (7): 404-6.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figures

Figure 1. <i>Présence de 3 foramina sur la face linguale d'une incisive centrale mandibulaire [56]</i>	10
Figure 2. <i>Classification des 37 configurations canalaires les plus communes : Versiani et Ordinola Zapata [143,144]</i>	10
Figure 3. <i>Ramifications apicales, à l'apex d'une dent monoradiculée, mis en évidence par l'intermédiaire de colorants (à gauche) [14] et analyse microscopique des deltas apicaux (à droite) [52]</i>	11
Figures 4 et 5. <i>Adaptation de l'accès au péri apex/volume 3D/ secteur d'intervention de la pathologie (Courtoisie Dr LINEZ)</i>	17
Figure 6. <i>Comparaison de la taille d'un micro-miroir pour la micro-chirurgie endodontique et d'un miroir de bouche classique [129]</i>	18
Figure 7. <i>Différents conditionnements de l'or utilisé en dentisterie [20]</i>	23
Figure 8. <i>Test de pénétration des colorants (bleu de méthylène) lors d'une obturation à l'amalgame [8]</i>	26
Figure 9. <i>Schéma d'une technique d'obturation rétrograde par l'intermédiaire de gutta percha. A : apex intact, B : apex réséqué, C : forage d'une cavité parallèle à la surface réséquée, D : obturation à la gutta percha associé à son ciment de scellement, E : élimination des excès à l'aide d'une fraise [117]</i>	28
Figure 10. <i>Conditionnement Cavit® rose (3M Espe)</i>	29
Figures 11 et 12. <i>Conditionnement de l'IRM® (Densply Sirona). [photographie personnelle] et du Super EBA®[22]</i>	30
Figure 13. <i>Photographie endobuccale d'une obturation apicale par un ciment verre ionomère [64]</i>	35
Figures 14 et 15. <i>Résines composites pour la chirurgie rétrograde : Rétroplast® (à gauche) [43] et Geristore® [38] (à droite)</i>	36
Figure 16. <i>MTA commercialisé par la société Densply Sirona sous le nom de Proroot MTA [87]</i>	40
Figure 17. <i>Conditionnement de la Biodentine® : ancienne formulation capsule de poudre et dosette de liquide [87]</i>	45
Figure 18. <i>Nouvelle forme en cartouches « tout en un » : Biodentine XP® [121]</i>	47
Figures 19 et 20. <i>Famille des RRM : Endoséquence RRM en forme putty (à gauche) et forme seringue (à droite) [19]</i>	49

Figures 21 et 22. Famille des RRM : TotalFill BC RRM Fast Set Putty (à gauche) et prélèvement d'un plug de matériau pour l'obturation de la cavité a retro (à droite) [72]	50
Figures 23, 24, 25 et 26. Photographie d'un porte amalgame (en haut à gauche) (photographie personnelle), des aiguilles Dovgan Carrier® (en haut à droite), du bloc de Lee (en bas à gauche) et du système MAP® (en bas à droite)[22].....	55
Figure 27. Observation au microscope électronique à balayage d'une préparation apicale réalisée à l'aide d'insert ultrasonique à trop forte puissance. Un trait de fracture est mis en évidence (flèche rouge) [14].....	57
Figure 28. Plateau opératoire pour une micro-chirurgie endodontique [72].....	60
Figure 29. Schéma de la vascularisation gingivale montrant une section plus importante de cette vascularisation lors de la réalisation d'incision de décharge divergentes [22].....	61
Figure 30. Dépose de la fenêtre osseuse après découpe au piézotome [72]...	61

Tableaux

Tableau 1. Principaux dérivés du MTA : compositions et fabricants [67].....	44
--	----

Evolution et optimisation des matériaux d'obturation en micro-chirurgie endodontique / **Marc QUATANNENS**. - p. (78) : ill. (31) ; réf. (162).

Domaines : Endodontie

Mots clés Libres : micro-chirurgie endodontique, matériaux d'obturation, optimisation

Résumé de la thèse :

Le gradient thérapeutique est un guide pour tout chirurgien-dentiste. Dans le domaine de l'endodontie, la chirurgie endodontique est souvent considérée comme ultime recours avant l'avulsion.

Depuis les années 90, la chirurgie endodontique a évolué, parallèlement au principe d'économie tissulaire, vers la micro-chirurgie. Trois innovations sont principalement responsables : l'instauration du microscope opératoire, l'utilisation de micro-instruments et d'inserts ultrasonores spécifiques pour la préparation apicale, le développement de biomatériaux pour l'obturation *a retro*.

L'association d'une exérèse maîtrisée des tissus pathologiques et d'une ré-obturation de l'extrémité apicale, joue un rôle primordial dans la prévention des percolations bactériennes et le succès de l'intervention à long terme. Une multitude de matériaux se sont succédés au cours de l'histoire de la micro-chirurgie endodontique, chacun présentant des avantages et des inconvénients. L'objectif principal de chacun était, et est encore, de se rapprocher des définitions d'un matériau idéal.

Cette thèse retrace l'histoire et l'évolution des matériaux d'obturation, depuis l'or jusqu'aux matériaux les plus récents. Elle en définit leurs avantages et inconvénients afin d'appréhender plus sereinement l'acte thérapeutique, de l'actualiser et d'en optimiser ses résultats.

JURY :

Président : **Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX**

Assesseurs : **Monsieur le Docteur Marc LINEZ**
Monsieur le Docteur Xavier COUTEL
Madame le Docteur Marine HENAUT

Adresse de l'auteur :