

Année : 2005

thèse N°7

**LES MATÉRIAUX D'OBTURATION  
RÉTROGRADE**

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

Présentée  
et soutenue publiquement le : 1<sup>er</sup> mars 2005  
par

**BARBIÈRE Soazic**  
Née le 17 novembre 1979

Devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN  
Assesseur : Monsieur le Professeur Alain DANIEL  
Assesseur : Monsieur le Docteur Dominique MARION  
Assesseur : Mademoiselle le Docteur Valérie ARMENGOL

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Dominique MARION

# TABLE DES MATIÈRES

<b>TABLE DES MATIÈRES.....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>4</b>
<b>1. PÉRI-APEX.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1. DÉFINITION.....</b>	<b>5</b>
<b>1.2. DESCRIPTIONS ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE DE LA RÉGION APICALE.....</b>	<b>6</b>
1.2.1. Le ciment.....	6
1.2.2. Le desmodonte apical.....	6
1.2.3. L'os alvéolaire.....	8
<b>1.3. MODIFICATIONS PATHOLOGIQUES DE LA RÉGION APICALE</b>	<b>9</b>
1.3.1. étiologie.....	9
1.3.2. Pathogénie.....	10
<b>1.4. MICROBIOLOGIE DU PÉRI-APEX.....</b>	<b>13</b>
1.4.1. Colonisation bactérienne.....	13
1.4.2. Composition de la flore de l'abcès peri-apical.....	13
1.4.3. Destruction locale:.....	15
<b>2. MATÉRIAUX D'OCCLUSION FORAMINALE.....</b>	<b>16</b>
<b>2.1. TRAITEMENTS ENDODONTIQUES PAR VOIE RÉTROGRADE.</b>	<b>16</b>
2.1.1. Définition et but.....	16
2.1.2. Indications.....	16
2.1.3. Contre-indications.....	17
2.1.4. Le déroulement d'une chirurgie apicale rétrograde.....	18
<b>2.2. LE MATÉRIAU IDÉAL D'OBTURATION RÉTROGRADE .....</b>	<b>19</b>
2.2.1. Les matériaux rétrogrades :comparatif.....	20
2.2.1.1. Les propriétés physicochimiques.....	20
2.2.1.1.1. La radio-opacité.....	20

2.2.1.1.2.	Le Ph.....	20
2.2.1.1.3.	Le temps de prise.....	21
2.2.1.1.4.	La solubilité.....	22
2.2.1.1.5.	Résistance à la compression.....	22
2.2.1.1.6.	Étanchéité.....	23
2.2.1.1.6.1.	Les tests d'étanchéité bactérienne.....	24
2.2.1.1.6.2.	Les tests de filtration de fluides.....	26
2.2.1.1.6.3.	Étanchéité vis-à-vis des toxines bactériennes.....	27
2.2.1.1.6.4.	L étanchéité sur le long terme.....	28
2.2.1.1.6.5.	Adaptation marginale et étanchéité.....	29
2.2.1.1.6.6.	Influence du milieu sur l'étanchéité.....	30
2.2.2.	Propriétés biologiques.....	31
2.2.2.1.	Le pouvoir antibactérien.....	31
2.2.2.2.	Mutagénicité.....	33
2.2.2.3.	La cytotoxicité.....	34
2.2.2.4.	Biocompatibilité.....	38
2.2.2.4.1.	Les tests d'implantation.....	40
2.2.3.	Les différents matériaux utilisés.....	42
2.2.3.1.	L'amalgame.....	42
2.2.3.1.1.	Composition.....	42
2.2.3.1.2.	Commercialisation.....	43
2.2.3.1.3.	Mode d'utilisation.....	43
2.2.3.2.	Les ciments oxyde de zinc eugénol.....	44
2.2.3.2.1.	Composition.....	44
2.2.3.2.2.	Commercialisation.....	45
2.2.3.2.3.	Mode d'utilisation.....	45
2.2.3.3.	Le Mineral Trioxyde Aggregate :MTA.....	46
2.2.3.3.1.	Composition.....	46
2.2.3.3.2.	Commercialisation.....	47
2.2.3.3.3.	Mode d'utilisation.....	47
2.2.3.4.	Les ciments verre-ionomères :(CVI).....	48
2.2.3.5.	Les composites.....	49
2.2.3.6.	La gutta-percha.....	49

2.2.4. Les résultats cliniques .....	50
2.2.5. Données récentes .....	52
<b><i>CONCLUSION</i></b> .....	<b>54</b>
<b><i>BIBLIOGRAPHIE</i></b> .....	<b>55</b>

# INTRODUCTION

La chirurgie endodontique rétrograde apicale a pour but l'élimination d'une pathologie péri-apicale due le plus souvent à un échec du traitement endodontique initial. Cette technique chirurgicale a le double objectif de réaliser le curetage du défaut osseux péri-apical ainsi que l'élimination de l'apex infecté et de sceller l'endodonte. Pour obtenir le scellement de ce dernier, plusieurs matériaux sont proposés aux praticiens. Une première génération de produits correspond à l'amalgame qui reste le produit de référence tant son utilisation est répandue. Une seconde génération de matériaux est apparue avec les ciments d'oxyde de zinc eugénolés renforcés et enfin la dernière génération de matériaux est représentée par les agrégats de minéraux tri oxydés.

Dans un premier temps, nous étudierons la zone apicale, sa physiologie et sa pathologie, car pour régler un problème il est indispensable pour le praticien de connaître finement sa pathogénie afin de choisir la solution de traitement la mieux adaptée à la situation.

Dans un second temps, nous comparerons les trois générations de matériaux sous différents critères : leur facilité d'utilisation, leurs propriétés physico-chimiques et biologiques, entre autres, afin de déterminer celui qui correspond le mieux à la description du matériau d'obturation rétrograde idéal faite par Gartner et Dorn en 1992.

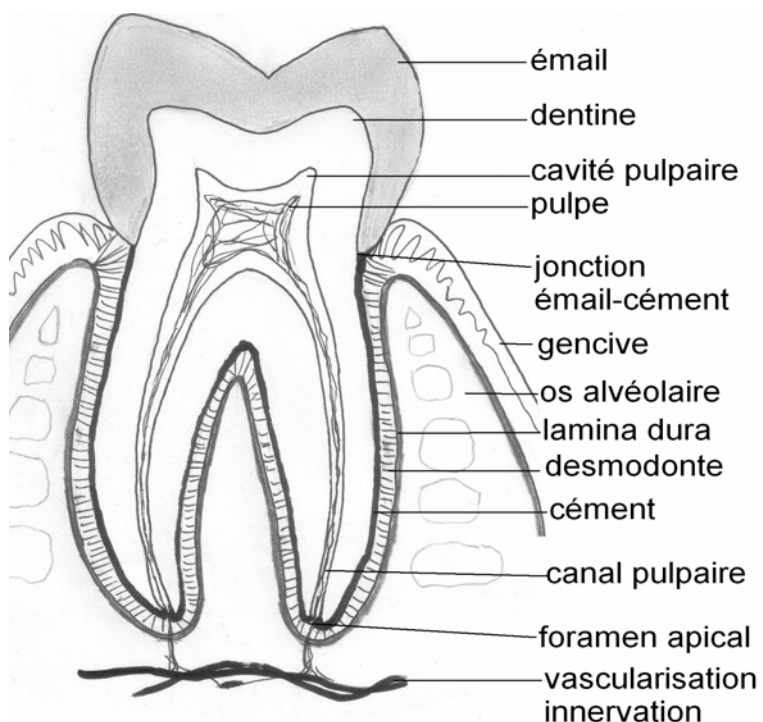
# 1. PÉRI-APEX

## 1.1. DÉFINITION

La cavité endodontique qui abrite la pulpe dentaire comprend la chambre pulpaire et les canaux radiculaires qui émergent au niveau de l'apex par le foramen apical. Ce réseau endodontique est complexe : c'est une arborescence de canaux principaux et accessoires qui sont autant de portes de sorties canalaires et de voies de propagation bactérienne (68).

Dans sa portion apicale, le canal radiculaire se rétrécit jusqu'à la jonction cémento-dentinaire qui marque la frontière entre l'endodonte et le parodonte et correspond à une zone appelée espace de Black. Cette limite se situe en moyenne entre 0,5 et 3 mm du sommet du dôme apical anatomique, créant ainsi un espace physiologique souvent décrit sous la forme d'un tronc de cône court à sommet pulpaire et à base desmodontale, le cône cémentaire de Kütler (92). C'est à ce niveau que débute la région péri-apicale (50 ; 51), siège des parodontites apicales. Cette région comprend les tissus du parodonte profond : cément radiculaire, os alvéolaire et entre les deux le ligament dento-alvéolaire ou desmodonte.

Schémat n°1 : la dent et son parodonte, d'après Piette et Golberg (2001).



## **1.2. DESCRIPTIONS ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE DE LA RÉGION APICALE**

L'étude de la région apicale passe par la description et la physiologie de ses composants. Le praticien doit comprendre et connaître les modifications de cette région en cas de pathologie pour pouvoir y répondre de manière efficace.

### **1.2.1. LE CÉMENT (50 ; 51)**

Le ciment qui recouvre la dentine apicale est un tissu conjonctif d'origine ectomésenchymateuse, minéralisé, avasculaire et non innervé qui se remanie tout au long de la vie par des phénomènes d'apposition et de résorption, que la dent soit pulpée ou dépulpée ; Ce sont les variations mécaniques de pression et de tensions exercées sur les parois dentaires et osseuses qui modulent l'activité des cémentoblastes dans les conditions physiologiques et bien sûr aussi les phénomènes chimiques comme l'inflammation dans les réactions pathologiques. Différents facteurs infectieux, traumatiques, inflammatoires ou idiopathiques peuvent induire la formation et l'activation d'odontoclastes provoquant ainsi une résorption cémento-dentinaire.

La composition chimique du ciment est à 60 % minérale (cristaux d'hydroxy-apatite) et à 40 % d'eau et d'éléments organiques (collagène, protéoglycannes, glycoprotéines et phosphoprotéines). Il sert d'ancrage aux fibres de Sharpey constituant le ligament.

Le ciment apical est assez spécifique, c'est un ciment stratifié avec en surface des logettes : les cémentocytes abritant les cémentoblastes, avec aussi la présence de cémentoclastes acteurs de la résorption cémentaire.

### **1.2.2. LE DESMODONTE APICAL**

C'est un tissu conjonctif fibrillaire comblant l'espace compris entre le ciment et l'os alvéolaire, il est vascularisé et innervé. Sur un cliché radiographique il apparaît comme un fin liseré radioclaire dont la largeur diminue avec le vieillissement. Un élargissement de celui-ci est considéré comme pathologique à partir d'une largeur de 0,5 mm (51 ; 68).

Il a une capacité d'adaptation et de remodelage très importante et un réel potentiel de

régénération lié à sa propre composante cellulaire, ce qui lui confère un rôle actif dans le processus de cicatrisation.

Il est traversé par des fibres de collagène réalisant l'ancrage de la dent et qui prennent le nom de fibres de Sharpey lorsqu'elles pénètrent dans le ciment.

Composition du desmodonte :

Dans la matrice extra-cellulaire on trouve :

- Le collagène
- De l'élastine autour des vaisseaux dont elle régule le diamètre et permet ainsi la transvasation de cellules de défense dans les phénomènes inflammatoires sous contrôle sympathique

- Les glycoprotéines (fibronectine)
- Les protéoglycanes et glycosaminoglycanes.

La population cellulaire est riche :

- Les fibroblastes assurent l'homéostasie des fibres de collagène et des protéines permettant le remaniement physiologique lors de la cicatrisation des lésions périapicales.
- L'ensemble permanent des cellules de défense (macrophages, mastocytes, lymphocytes) qui augmentent lors des processus inflammatoires.

Les cémentoblastes et ostéoblastes tapissant respectivement les parois cémentaire et alvéolaire sont responsables des néoformations minéralisées lors du remodelage physiologique et lors du processus de réparation.

Les ostéoclastes, grandes cellules multinuclées sont situées dans les zones de résorption physiologique et leur nombre et leur activité augmentent lors de l'inflammation sous l'influence de différents facteurs chimiques.

Les cémentoclastes ont la même action vis-à-vis du ciment et la stimulation mécanique des récepteurs desmodontaux induit une libération transitoire de neuropeptides SP et CGRP qui activent cémentoclastes et ostéoclastes (68).

- Des cellules mésenchymateuses indifférenciées localisées autour de vaisseaux sont susceptibles de se différencier en fibroblastes, ostéoblastes ou cémentoblastes et constituent en cela une réserve participant aux remaniements et à la réparation du ligament alvéolo-dentaire, de l'os et du ciment.

- Les cellules épithéliales, résidus de la gaine de Hertwig, forment des amas ou



débris épithéliaux de Malassez impliqués dans la pathogenèse des kystes apicaux. Certains auteurs (68 ; 35 ; 78) leur attribuent des propriétés endocrines, d'autres pensent qu'elles participent à la formation de la paroi épithéliale des kystes apicaux.

### 1.2.3. L'OS ALVÉOLAIRE (50 ; 51)

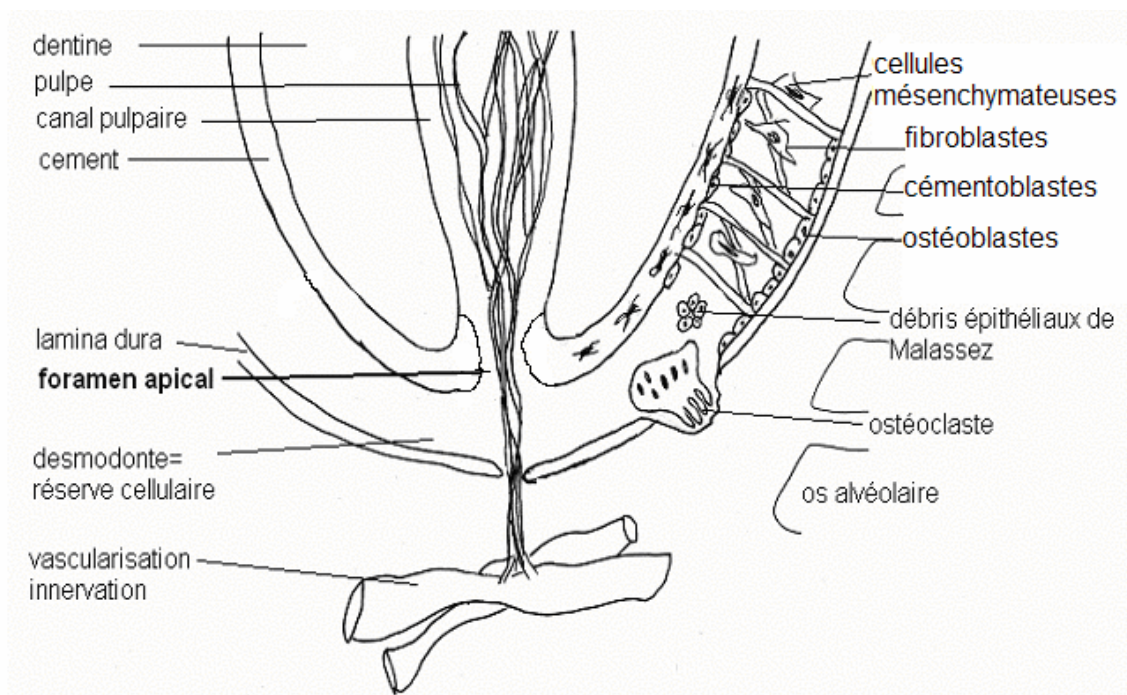
Le procès alvéolaire est l'os qui entoure la dent lui ménageant une logette qui est l'alvéole. L'os alvéolaire subit de nombreux remaniements physiologiques notamment dans les phénomènes de migration dentaire.

La paroi alvéolaire est appelée : lamina dura ou lame criblée ; c'est un tissu osseux fasciculé et dense mais de faible épaisseur. Elle est criblée car elle permet le passage de la vascularisation du ligament vers l'os spongieux.

La surface est tapissée par les ostéoblastes, ostéoclastes et fibroblastes qui assurent le remaniement physiologique.

La lamina dura apparaît comme un fin liseré radio opaque qui suit le ligament. Si le liseré se raréfie ou s'interrompt, on suspecte une pathologie et si l'os spongieux alvéolaire en regard devient radio clair c'est qu'il y a lésion.

Schémat n°2 : La région apicale, d'après Piette et Golberg (2001).



## 1.3. MODIFICATIONS PATHOLOGIQUES DE LA RÉGION APICALE

Les modifications survenant dans la région apicale en cas de pathologie conduisent le praticien à adapter son traitement, celui-ci doit donc diagnostiquer et comprendre le type de lésion à laquelle il est confronté pour être le plus efficace possible.

L'obturation par voie rétrograde est le traitement des lésions apicales contre lesquelles les traitements par voie orthograde sont restés insuffisants.

Les granulomes sont le résultat de phénomènes infectieux chroniques localisés à la région péri-apicale. La lésion se développe au détriment du tissu osseux et parfois de la dent par résorption, et, peut se transformer en kyste inflammatoire dont le développement volumétrique est alors autonome. L'apparition de ces granulomes peut se faire à la suite de la nécrose de la pulpe ou lorsque le traitement endodontique réalisé est insuffisant.

### 1.3.1. ÉTIOLOGIE

Lorsque la pulpe se nécrose en présence de bactéries (souvent anaérobies strictes ou facultatives), les produits de dégradation intrapulpaire et les toxines bactériennes agressent les tissus péri-apicaux. Les bactéries intracanalaires, puissants antigènes, vont activer la réponse immunitaire spécifique de l'hôte. En phase de croissance, les lymphocytes T4 prédominent et stimulent les lymphocytes B et les macrophages. Les lymphocytes T8 seront plus nombreux quand le granulome est stable.

Les bactéries ont trois types d'effets délétères (24) : elles déclenchent une réponse immunitaire non spécifique avec entre autre le lipopolysaccharide (LPS) qui est le produit membranaire de la dégradation des bactéries, et, qui entraîne une multiplication des lymphocytes B et leur différenciation en plasmocytes produisant des anticorps et induisant la prolifération des macrophages. Le LPS agit au niveau de la résorption osseuse en activant les médiateurs de l'inflammation comme le complément et les prostaglandines et par activation directe des ostéoclastes (68). Certaines bactéries ont un effet toxique direct, comme *Actinobacillus actinomycetemcomitans* (*Aa.*) qui produit des enzymes protéolytiques, un facteur inhibiteur des fibroblastes et une toxine qui détruit la matrice extra cellulaire du péri-apex et stimule la résorption osseuse. L'*Aa* sécrète aussi une leucotoxine qui détruit les

granulocytes neutrophiles et macrophages et qui inhibe les lymphocytes.

À cette toxicité s'ajoute celle des produits de décomposition cellulaire.

### 1.3.2. PATHOGÉNIE

Le développement du granulome est dû à une réaction d'hypersensibilité immédiate non spécifique à IGe et semi retardée par la formation de complexes immuns avec production d'IGm et IGg. Beaucoup d'investigateurs ont réalisé des études démontrant la présence d'immunoglobulines dans les lésions périapicales comme Kuntz et coll (1977) et Jones et coll ((1980) qui ont observé, en utilisant indirectement des anticorps immunofluorescents, des IGg, des IGa et des IGM en extracellulaire et dans le plasma des cellules des lésions inflammatoires périapicales.

La sécrétion d'interleukines par les lymphocytes T déclenchent la réaction inflammatoire et immunitaire spécifique. Les lymphocytes TH2 stimulent la production d'anticorps par le plasmocyte, et, le lymphocyte TH1 attire les granulocytes et les macrophages. Il résulte de cette réaction de défense la formation d'un tissu de granulation dont le développement se fait au détriment du tissu osseux (68 et 58). La résorption est osseuse et aussi cémentaire et dentinaire ouvrant alors l'apex. Elle est initiée par les bactéries, et les cellules de défense qui sécrètent les cytokines : interleukines (IL) 1, 6, 11, interféron (INF)  $\alpha$ , prostaglandines et leucotriènes. Puis il y a encapsulation du granulome.

À ce stade la lésion est encore réversible par le traitement canalaire orthograde (28).

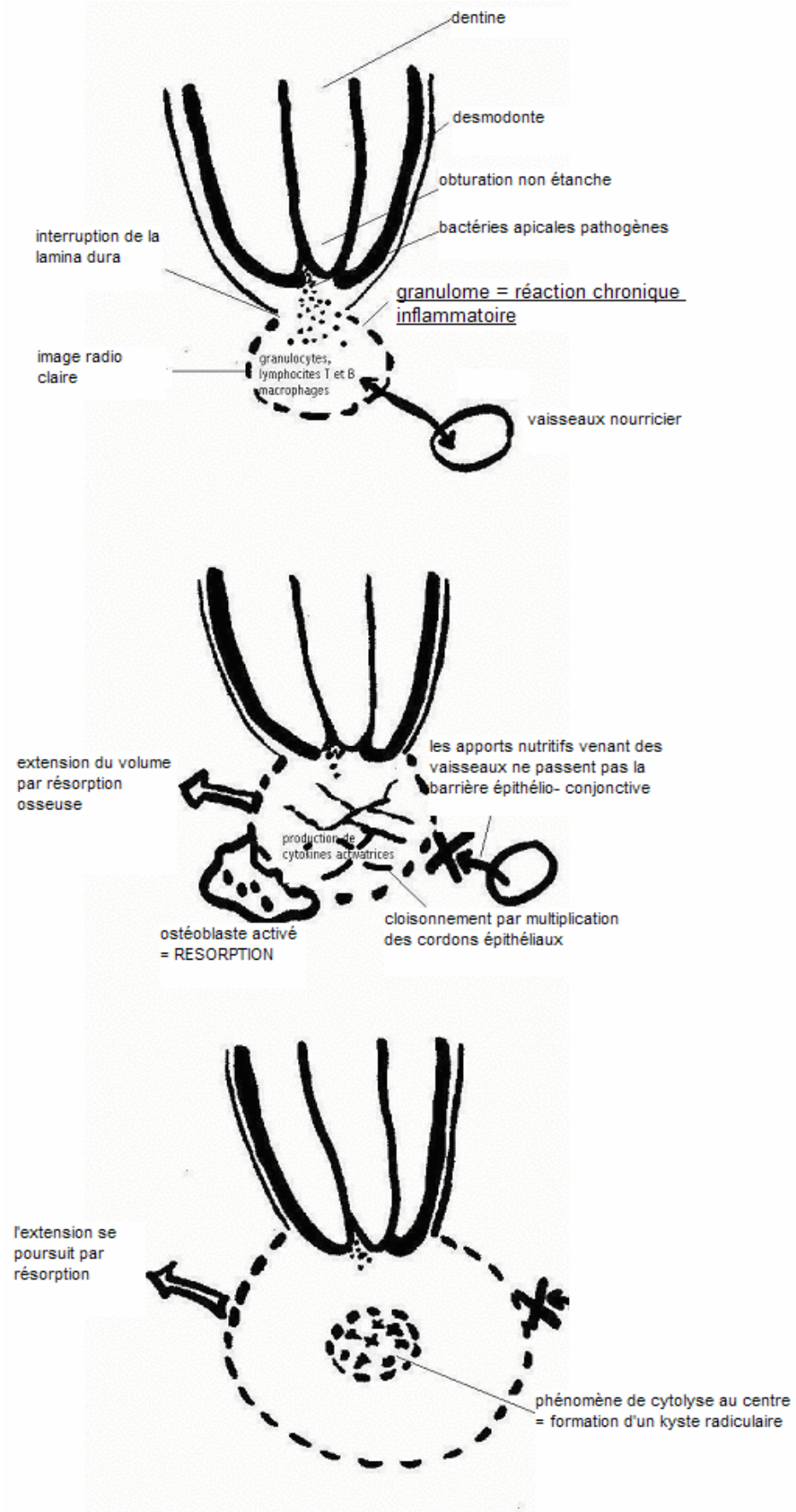
Le granulome peut ensuite évoluer en kyste radiculaire inflammatoire par apparition d'une cavité kystique en son sein. Sous l'influence de facteurs de croissance il y a prolifération de cordons épithéliaux à partir des débris épithéliaux de Malassez qui cloisonnent et encapsuleront le kyste (78). Enfin des cavités apparaissent et à ce sujet deux théories dominant :

– La théorie nutritionnelle soutient que l'encapsulation prive d'apports nutritifs le centre du granulome qui se nécrose et se liquéfie par coalescence de micro-cavités.

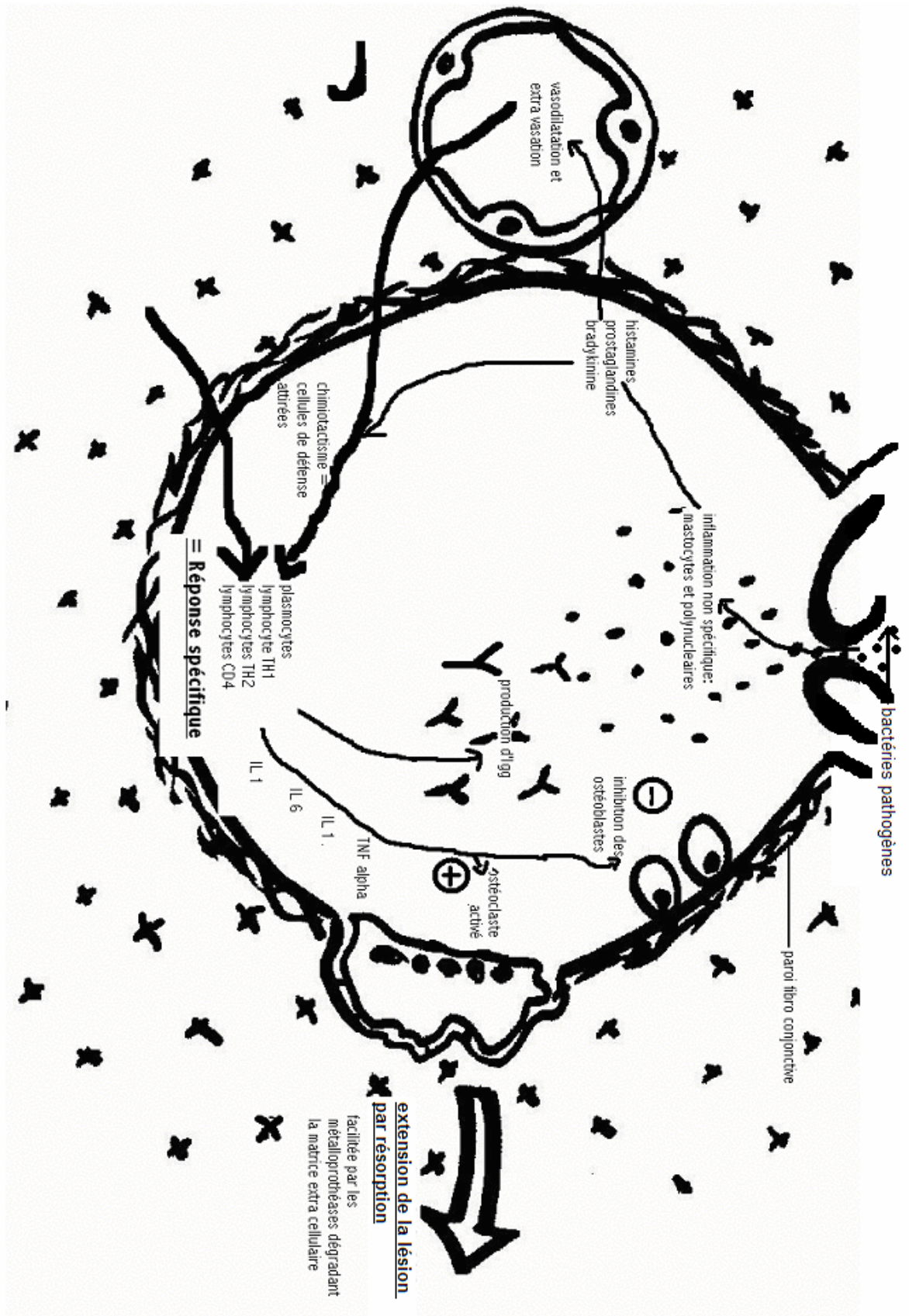
– La théorie de l'abcès décrit qu'en regard du canal pulpaire contenant les bactéries pathogènes, le tissu de granulation au centre s'altère et se nécrose.

→ La résorption osseuse se poursuit et certains auteurs estiment qu'aucun traitement endodontique classique orthograde ne pourra éliminer seul ce kyste, néanmoins ce traitement reste indispensable, associé à un geste chirurgical pour obtenir la guérison complète (28). Cette transformation est mise en évidence dans les schémas suivants.

Schéma n°3 : la formation du granulome kystique, d'après Piette et Golberg (2001).



Schémat n° 4 : la naissance du kyste, d'après Piette et Golberg (2001).



## 1.4. MICROBIOLOGIE DU PÉRI-APEX

L'infection endodontique est poly microbienne et essentiellement due aux bactéries anaérobies. Cette relation entre les bactéries et le développement des lésions endodontiques a été étudiée par Kakekashie et coll (1965) et appuyée par les recherches de Sundqvist (2004).

Une étude de Fukushima et coll (1996) a démontré que les bactéries responsables des lésions endodontiques sur dents obturées colonisaient l'apex avant ou pendant les traitements endodontiques, ce qui réfute la théorie de l'anachorèse et expliquerait le fait que l'on retrouve toujours par conséquent le même type de bactéries dans ce genre de lésions.

Dans l'espace péri-apical, les bactéries issues du canal radiculaire sont donc directement confrontées au système général de défense de l'hôte. Un équilibre précaire se forme, dépendant de la nature et de la qualité des bactéries présentes.

La chronicité de la lésion témoigne d'un équilibre entre les bactéries et les défenses de l'hôte.

### 1.4.1. COLONISATION BACTÉRIENNE (61)

La colonisation du péri-apex se produit par croissance bactérienne et fixation sur les tissus péri-apicaux. Une invasion peut également se produire par des manœuvres endodontiques, chirurgicales ou par la mastication.

Certaines bactéries motiles comme *Wolinella* et *Selenomonas* auraient aussi un rôle à jouer.

### 1.4.2. COMPOSITION DE LA FLORE DE L'ABCÈS PÉRI-APICAL

On retrouve 70 % d'anaérobies. Baumgartner dans son étude de 1991 trouvait 68 % d'anaérobies strictes, dont un quart d'entre elles sont des BPN : *P. gingivalis* et *endodontalis* et *P. intermedia* et *melaninogenica*.

*Peptostreptococcus* appartient à un autre groupe d'anaérobies et *Streptococcus*

appartient aux anaérobies facultatifs.

On pense que :

→*P. intermedia*

→*P. endodontalis*

→*P. gingivalis*

→*Fusobacterium*

→*Peptostreptococcus*

sont les germes essentiels de l'infection péri-apicale, ils agissent de façon synergique et ne peuvent agir seuls.

La microflore des canaux au niveau desquels le traitement endodontique a échoué est différente de celle des pulpes nécrotiques non traitées (68), car il y a une sélection et une résistance des microorganismes qui s'installent (11).

Malgré un traitement complet, certains échecs peuvent survenir car des bactéries peuvent persister dans la dentine tubulaire ou dans les canaux aberrants (24), une rhisalyse peut se produire, les manœuvres et produits endodontiques peuvent déclencher une réaction inflammatoire (46 et 79). Autant de facteurs qui permettent à l'infection de récidiver. Celle-ci sera en général à progression lente, asymptomatique avec infiltration de lymphocytes et pauvre en polynucléaires. La résection apicale et le curetage chirurgical constitueront alors le meilleur traitement puisqu'il faut éliminer l'agent causal (bactéries ou éléments extérieurs). Les germes majoritaires sont les streptocoques et enterocoques, propionibacterium et eubacterium.

Lorsqu'il y a présence d'*A. israeli* (68 et 62) la résection apicale est considérée comme inéluctable car ces germes résistent à la phagocytose. À partir de bactéries issues de la dentine cariée et parvenant à subsister dans les vides entre l'obturation et la paroi du canal et dans les zones non obturées (le plus souvent des canaux accessoires et le tiers apical) nourries par les fluides péri-apicaux et coronaires, le statut du canal évoluera vers la mono infection avec des germes plus résistants avec *enterococcus faecalis* en tête de liste ; c'est d'ailleurs une des rares bactéries résistantes à l'hydroxyde de calcium.

Noiri et coll dans leur étude de 2002 ont montré qu'il se forme un biofilm de bactéries

dans l'aire périradiculaire lors de lésions périapicales réfractaires avec une prédominance de bacilles et de bactéries à longs filaments comme les spirochètes.

Certaines études destinées à évaluer l'étanchéité des matériaux utilisés dans les obturations rétrogrades réalisent des tests d'infiltration bactérienne. Mais, il devient difficile de faire le lien entre les différentes études tant les variétés de bactéries utilisées sont grandes. Voici une liste non exhaustive des bactéries les plus souvent en cause dans les échecs de traitements endodontiques :

- Les bactéries gramm négatif :

*Prevotella nigrescens*, qui est une BPN saccharolytique, est d'après Dougerthy (1998) la bactérie référence dans les canaux infectés puisqu'elle est la plus souvent isolée. C'est pourquoi Sheerer (2001) l'utilisa dans son étude. Sa taille est importante : environ 3 µm de diamètre.

*Fusobacterium* adhère aux *streptocoques* et *actinomyces*, il est souvent retrouvé dans les associations réfractaires aux traitements car il possède de nombreux facteurs de virulence comme le LPS et une armée d'enzymes.

Dans le genre *Actinobacillus*, l'espèce *Actinomycetemcomitans* est particulièrement destructrice grâce au LPS et aux leucotoxines.

- Les bactéries gramm positifs :

*Actinomyces israeli* est l'agent des actinomycoses, il résiste aux pénicillines et à la vancomycine.

Le *Staphylocoque épidermidis* a une taille d'environ 0,5 µm, cette petite taille lui a valu d'être utilisé par Torabinejad dans ses tests d'étanchéité (1995).

L'*Enterocoque faecalis* est une bactérie très résistante notamment à l'hydroxyde de calcium souvent utilisé en odontologie pour assainir l'endodonte. Mangin et coll l'ont utilisée dans leurs études en 2003.

### **1.4.3. DESTRUCTION LOCALE :**

On détecte fréquemment des bactéries à pigments noirs (BPN) dont la proportion est de 89 % à 100 % (63), elles agissent par synergie pour former des associations infectantes.



Les synergies entre *P.gingivalis* et *endodontalis* d'une part et *Campylobacter*, *Peptococcus*, *Peptostreptococcus*, *Eubacterium* d'autre part, seraient nécessaires au déclenchement d'une parodontite apicale.

La virulence des bactéries (68 et 61) est due à leurs :

→ Protéases (*Prevotella*, *Porphyromonas*, *Peptostreptococcus*, *Fusobacterium*, *Enterococcus*)

→ Autres enzymes, comme les hyaluronidases, chondroitines sulfatases, glucuronidases et DNases (*Streptococcus*, *Propionibacterium*, *Prevotella*, *Fusobacterium*, *Porphyromonas*)

→ Capsule protectrice (*Prevotella*, *Porphyromonas*, *Eikenella* et *Peptococcus*)

*Prevotella* et *Porphyromonas* sont très virulentes car elles résistent à l'action du complément et à la phagocytose, s'opposant ainsi à la réponse non spécifique de l'hôte. Elles inhibent aussi les lymphocytes intervenant dans la partie spécifique de la réponse.

## **2. MATÉRIAUX D'OCCLUSION FORAMINALE**

### **2.1. TRAITEMENTS ENDODONTIQUES PAR VOIE RÉTROGRADE**

#### **2.1.1. DÉFINITION ET BUT**

Le traitement endodontique par voie rétrograde consiste en l'élimination d'une pathologie périapicale. Il prend son indication majeure là où les traitements orthogrades ont échoué. Pour assainir l'apex, le praticien réalisera l'énucléation du foyer infectieux puis il garantira l'étanchéité de son traitement par le scellement apical.

#### **2.1.2. INDICATIONS**

L'endodontie chirurgicale est généralement envisagée secondairement quand le retraitement n'a pas permis d'obtenir un succès thérapeutique mais peut aussi être indiqué en

première intention quand la technique orthograde ne peut être réalisée ou quand il y a un impératif de traiter la dent en une séance.

Les indications principales de la chirurgie sont donc :

→ La persistance d'une lésion péri-apicale pour les dents non assainies avec l'hydroxyde de calcium.

Cette persistance peut être d'origine chronique kystique. Pour Gauzeran et coll (1996), les kystes volumineux ont une croissance autonome et la guérison de ces kystes anciens ne peut s'obtenir qu'à l'aide d'un traitement endodontique chirurgical. Ce ci est d'autant plus valable s'il y avait déjà eu traitement endodontique auparavant. Pour d'autres auteurs l'identification de bactéries réfractaires comme *Actinomyces israeli* est une indication de chirurgie apicale d'emblée (62 et 82).

Cette persistance peut aussi avoir une origine extra canalaire, comme les corps étrangers, stimulant de façon continue les cellules géantes (46 et 80).

→ L'endodonte peut être impossible à traiter correctement par voie orthograde, ceci est souvent lié à l'anatomie de la dent : présence de calcification, morphologie canalaire ou radiculaire aberrante, présence d'une fracture du tiers apical, mais aussi à la présence de reconstitution coronaradiculaire dont la dépose est risquée.

→ Le praticien peut être soumis à traiter la lésion en une seule fois pour des raisons de temps ou de coopération du patient par exemple.

### **2.1.3. CONTRE-INDICATIONS**

Elles sont limitées et sont soit :

→ D'ordre général :

- Relatives ou temporaires (33 ; 38) pour les patients présentant des pathologies les situant dans un état de moindre résistance où le risque infectieux est augmenté mais corrigible : diabète, allergie, asthme, greffe d'organe, insuffisance rénale, éthyliste chronique...

- Absolues (30 ; 38) telles les cardiopathies à risque et à haut risque d'endocardite bactérienne (recommandations de l'ANAES dans le protocole d'Osler),

radiothérapies, diabète non équilibré, risque hémorragique, risques infectieux.

→ D'ordre local (4 ; 33):

- Dent avec rapport couronne clinique sur racine clinique élevé.
- Dent non prothétiquement restaurable
- Fracture ou fêlure verticale
- Difficulté d'ouverture buccale

Il faut cependant considérer que la chirurgie endodontique n'est pas un substitut au nettoyage, à la mise en forme et à l'obturation tridimensionnelle du système canalaire.

#### **2.1.4. LE DÉROULEMENT D'UNE CHIRURGIE APICALE RETROGRADE**

Cette chirurgie peut être divisée en six étapes :

1 : l'accès au site opératoire

2 : la résection apicale

3 : le curetage de la lésion

4 : la préparation de la cavité *a retro* : les ultrasons sont recommandés car ils réalisent une préparation de moins de 3 mm dans la dentine radulaire, les parois de la cavité étant parallèles aux parois pulpaire dont elles respectent la délimitation anatomique. Des études cliniques à quatre ans montrent une guérison radiographique et symptomatique dans 68 % des cas après réalisation de la cavité à la fraise et dans 85 % des cas en utilisant des inserts ultrasonores (86)

5 : obturation de la cavité *a retro*

6 : suture du site opératoire

La finalité de cette intervention est d'isoler le système canalaire du milieu péri-apical, d'éviter la contamination bactérienne et le passage des toxines de part et d'autre du matériau d'obturation à rétro. Parmi les facteurs pouvant influencer le résultat du traitement, l'efficacité du scellement apical serait le facteur essentiel du succès d'une chirurgie apicale rétrograde (14).

Il convient donc de chercher le matériau d'obturation *à rétro* qui assure la meilleure

étanchéité apicale dans un site opératoire très sensible à l'humidité des fluides buccaux et particulièrement du sang, tout en satisfaisant aux critères biologiques.

## **2.2. LE MATÉRIAU IDÉAL D'OBTURATION RÉTROGRADE**

Le matériau idéal devrait satisfaire aux qualités suivantes, d'après Pitt Ford et coll (1995) :

- Biocompatibilité
- Promouvoir la régénération tissulaire sans provoquer d'inflammation
- Manipulation facile
- Absence de solubilité dans les fluides péri-apicaux et buccaux
- Adhésion aux tissus dentaires
- Non résorbable mais les excès doivent être assimilables, c'est-à-dire soit éliminables par le corps ou conservables en l'état et non pathogènes.
- Bonne stabilité dimensionnelle afin de limiter les phénomènes d'expansion et de rétraction de prise
- Radio opacité
- Obturer la portion apicale de la racine dans les trois dimensions
- Ne pas colorer les tissus environnants
- Être non corrodable, sans activité électrochimique
- Empêcher la prolifération bactérienne
- Ne doit pas être affecté par la présence d'humidité.

## **2.2.1. LES MATÉRIAUX D'OBTURATION RÉTROGRADE : COMPARATIF**

### **2.2.1.1. LES PROPRIÉTÉS PHYSICOCHEMISTIQUES**

#### **2.2.1.1.1. LA RADIO-OPACITÉ**

Il est indispensable pour le matériau d'obturation rétrograde d'être radio opaque. Cela fait partie des propriétés idéales requises par Gartner et Dorn (1992) pour un matériau rétrograde. En effet si le matériau est plus radio opaque que les structures environnantes, le praticien pourra contrôler :

- sa mise en place et sa localisation correctes.
- l'absence de manque et la bonne adaptation aux parois cavitaires.
- la localisation et la quantité des débordements dans les tissus environnants
- le suivi radiographique du matériau, son état de dissolution et son maintien en place.

D'après l'étude de Torabinejad et coll de 1995, l'amalgame est de loin le produit le plus radio opaque, puis viennent le MTA grâce à l'oxyde de bismuth entrant dans sa composition qui le rend aussi radio opaque que la dentine et enfin l'IRM et l'EBA qui possèdent la même radio opacité.

Dans une étude de Lagios et coll (2000) le MTA est légèrement moins radio opaque que les ciments oxydes de zinc eugénol renforcés.

Cela met en avant la relativité des études. Ce qui importe vraiment c'est que ces matériaux soient plus radio opaques que leur environnement tissulaire et ils le sont tous.

#### **2.2.1.1.2. LE PH**

L'étude de Torabinejad et coll (1995) a montré une variation de pH du MTA pendant sa prise. Le pH a été mesuré avec un ph-mètre utilisant une électrode compensant la température.

Résultats :

Après préparation le pH du MTA est de 10,2 et celui-ci augmente jusqu'à 12,5 trois heures après le mélange puis il demeure constant.

Ce pH très alcalin est similaire à celui de l'hydroxyde de calcium et confère donc au MTA des propriétés antibactériennes et d'induction de la formation de tissus durs, ce qui le fait préconiser pour les obturations rétrogrades.

L'amalgame et les ciments ZOE renforcés ne possèdent pas ce pouvoir alcalin.

#### 2.2.1.1.3. LE TEMPS DE PRISE

Le temps de prise de l'amalgame, du MTA, de l'IRM et l'EBA ont été évalués dans une étude de Torabinejad et coll en 1995 à partir d'un protocole recommandé par l'ISO. Après avoir préparé chaque matériau comme l'indique le protocole du fabricant, ils réalisent des indentations dans le matériau à intervalle de temps régulier et ils considèrent que le matériau est pris lorsque les indentations restent imprimées.

Les résultats sont classés dans le tableau suivant :

matériau	Temps de prise
amalgame	4 minutes à 30 secondes près
IRM	6 minutes
EBA	9 minutes
MTA	165 minutes

Le temps de prise très long du MTA (de 2 à 4 heures) est l'inconvénient majeur à son utilisation notamment dans les sites où il pourrait être éliminé par le sang.

Suilk et coll (1998) ont démontré que la réaction chimique de prise du matériau est en réalité de 72 heures environ et il constate qu'à seulement 24 heures de prise le MTA résiste moins bien au déplacement qu'après 72 heures. De plus si on tente de replacer le matériau après 72 heures celui-ci ne se fixe plus à la dentine comme à 24 heures. Ceci impose donc un

temps limite de 72 heures avant de réintervenir au niveau du site où le MTA a été placé.

Le MTA présente l'avantage d'être un matériau dont la prise se fait en milieu humide et ceci permet de pallier au séchage toujours aléatoire du site opératoire.

Beaucoup d'études sont en cours et visent à mettre en évidence qu'un ciment de Portland accéléré aurait toutes les qualités du MTA et aurait en plus un temps de prise plus rapide et ceci à moindre coût (1).

Les autres matériaux ont des temps de prise tout à fait compatibles avec leur utilisation en chirurgie apicale rétrograde.

#### 2.2.1.1.4. LA SOLUBILITÉ

Le degré de solubilité des matériaux rétrogrades a été déterminé par Torabinejad et coll (1995) à partir d'une méthode modifiée recommandée par l'American Dental Association (ADA). Les chercheurs ont réalisé des disques de matériaux calibrés, les ont placés en milieu humide puis ont évalué leur dissolution en les pesant à différents temps : 1, 7 et 21 jours.

Résultats :

Il n'y a pas de différence significative de poids pour l'amalgame, le MTA et l'EBA. En revanche l'IRM affiche une variation de poids légère mais significative tout de même. Pour l'EBA, la présence d'acide ortho éthoxy benzoïque augmente la solubilité mais la présence de colophanes hydrogénées diminue finalement la solubilité et la maintient à un taux très acceptable de 0,04 % en poids à 7 jours. Tous ces matériaux possèdent une solubilité minimale qui rend leur utilisation possible en endodontie.

Mais certains matériaux comme l'EBA d'après Arnold et coll (1997) sont sensibles à l'acidité qui augmente leur solubilité or la réaction inflammatoire se produit en milieu acide.

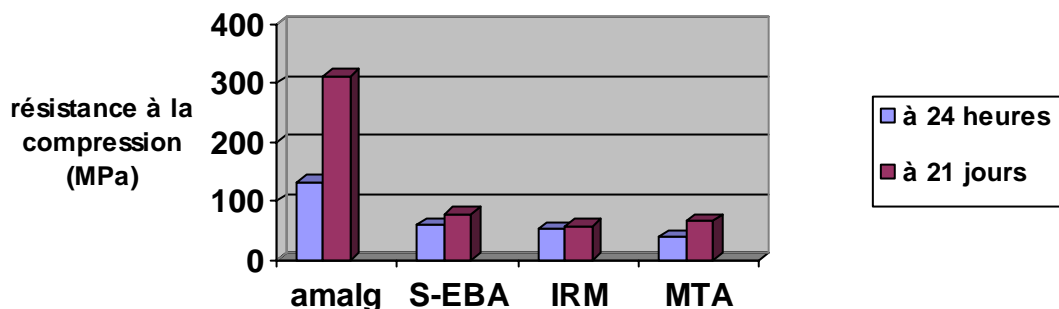
#### 2.2.1.1.5. RÉSISTANCE À LA COMPRESSION

Pour un matériau endodontique la résistance à la compression est une qualité incontournable car dans notre cas les apex dentaires sont soumis aux forces occlusales

masticatoires par l'intermédiaire de la couronne et de la racine.

En suivant la méthode recommandée par l'ISO, Torabinejad et coll (1995) comparent la résistance à la compression de l'amalgame, du MTA, de l'IRM et du Super EBA. C'est une machine, l'INSTRON 1185, qui prend les mesures à 24 heures et 3 semaines.

### Résistance à la compression des matériaux en fonction du temps



Graphique n°1 réalisé d'après les résultats de Torabinejad et coll (1995).

L'amalgame est de loin le produit qui résiste le mieux aux contraintes à 24 heures et à 21 jours. Puis tous les ciments observent une augmentation de leur résistance à la compression avec le temps et ceci d'autant plus pour le MTA, en effet celui-ci possède un temps de prise définitif long de 72 heures comme nous l'avons vu précédemment ce qui explique cette variation de la résistance à la compression dans le temps.

Tous ces matériaux possèdent une résistance à la compression suffisante pour être utilisés en endodontie.

#### 2.2.1.1.6. ÉTANCHÉITÉ

L'étanchéité est bien souvent la clé de la réussite en endodontie. Pour Harty et coll (1970), un matériau rétrograde doit absolument empêcher tout passage de bactéries ou d'éléments infectieux du canal au peri-apex et inversement.

Les études concernant l'étanchéité des matériaux sont multiples et les résultats le sont aussi. C'est pourquoi il faut rester très vigilant sur les protocoles employés, une étude peut perdre tout son sens et en contredire une autre si le protocole varie.

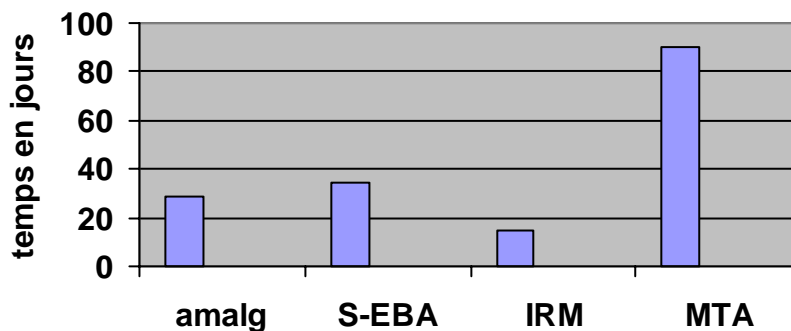


### 2.2.1.1.6.1. LES TESTS D'ÉTANCHÉITÉ BACTÉRIENNE

Ce sont les tests les plus utilisés pour tester l'étanchéité d'un matériau à visée endodontique.

Torabinejad et coll en 1995 (97) réalisèrent une étude qui détermine le temps nécessaire à la bactérie *Staphylococcus epidermidis* pour pénétrer de 3 mm des obturations rétrogrades réalisées à l'IRM, amalgame, Super EBA et MTA.

#### Temps moyen de filtration bactérienne pour chaque matériaux



Graphique n°2 réalisés d'après les résultats de l'étude de Torabinejad et coll (97).

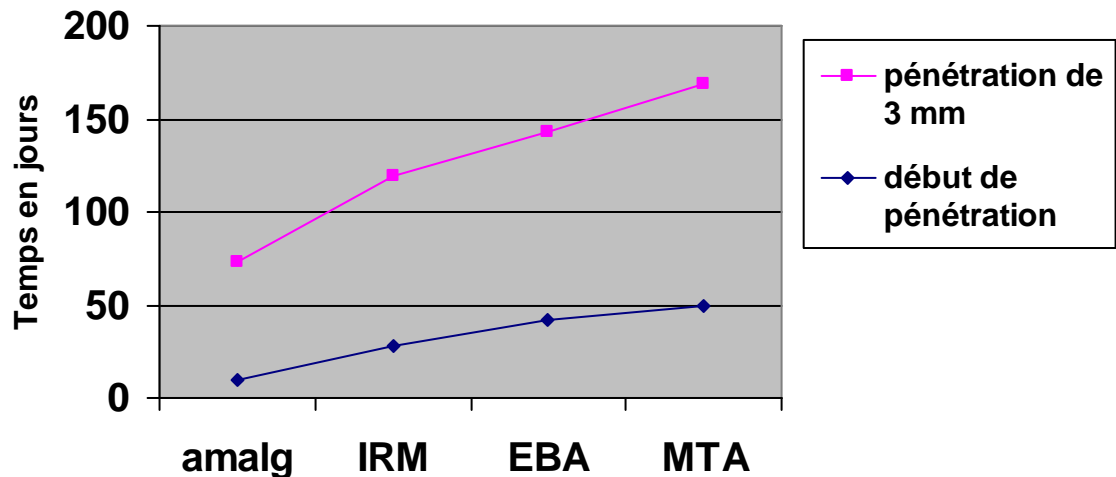
Dans cette étude la supériorité de l'étanchéité du MTA semble indiscutable vis-à-vis des autres matériaux que sont : l'amalgame, l'IRM et l'EBA entre lesquels il n'y a pas de différence significative.

Cette qualité de scellement serait due à la nature hydrophile du MTA et à l'expansion qu'il subit en milieu humide. D'autre part l'effet anti-bactérien de ce matériau influence bien entendu les résultats de manière favorable, mais cet effet anti-bactérien diminue avec la prise du matériau et reste donc relatif dans le temps dans le cadre de cette étude qui est menée sur 90 jours.

Fischer et coll en 1998 ont repris le même type d'expérience en utilisant une autre bactérie : *Serratia marescens*. Mais le principe reste le même : ils mesurent le temps

nécessaire à la bactérie pour infiltrer le matériau de 3 mm.

### Temps nécessaire à la bactérie pour pénétrer de 3 mm en fonction du matériau



Graphique n° 3, d'après Fischer et coll (1998).

Ces résultats concordent et confirment ceux de l'expérience de Torabinejad vus précédemment : le MTA semble être le matériau le plus étanche par rapport à l'amalgame et aux ciments ZOE renforcés.

En 2001, Scheerer et coll (2001) réitérèrent l'étude en utilisant cette fois-ci la bactérie *Prevotella nigrescens* et évaluèrent ainsi l'étanchéité du Pro Root°, Super-EBA° et Geristore. Le choix de cette bactérie est en accord avec les propos de Dougerthy et coll (1998) qui montrent que *Prevotella nigrescens* est la bactérie la plus souvent isolée au niveau des apex infectés.

Résultats :

L'auteur conclut qu'il n'y a pas de différence significative entre ces matériaux vis-à-vis de la pénétration de *Prevotella Nigrescens*. Ce résultat est en contradiction évidente avec ceux des études précédentes et cela peut s'expliquer par le fait que la bactérie utilisée est environ six fois plus large que *Staphylococcus epidermidis* et *Serratia marescens* des études

précédentes, les motilités bactériennes aussi sont différentes.

Plus récemment, en 2003, Mangin et coll en utilisant la bactérie *Enterococcus faecalis* (radioactivée) reprend les tests et conclut qu'il n'y a pas de différences d'étanchéité entre le MTA et EBA. Dans ce cas, la bactérie *Enterococcus faecalis* est de la même taille (0,5 à 1,5  $\mu\text{m}$ ) que la bactérie utilisée par Torabinejad (96). Pour Mangin d'autres facteurs que la taille de la jonction matériau/dentine influence les résultats, comme la condensation du matériau testé et les différences d'anatomie des canaux. Cette étude présente l'avantage d'être la première étude quantitative vis-à-vis de l'infiltration bactérienne car elle évalue le nombre de bactéries infiltrantes par l'importance de la radioactivité descellée qui est directement proportionnelle à la quantité de bactéries.

#### 2.2.1.1.6.2. LES TESTS DE FILTRATION DE FLUIDES

Les tests de pénétration de fluides sont un autre moyen de tester l'étanchéité. Cette fois la composante est moléculaire et nous affranchit des différences de taille entre bactéries. De plus ces tests évaluent l'étanchéité des matériaux vis-à-vis des éléments de petite taille comme le sont bon nombre d'éléments antigéniques.

L'inconvénient de ces tests est que l'on s'éloigne encore un peu plus des réalités biologiques. Ils mesurent bien souvent l'infiltration sur un seul plan et ne l'évaluent pas de façon totale. Ils ne reflètent aucunement l'interaction qui se produit entre la partie canalaire et les tissus péri-radicaux (96 et 21). Cependant ces tests sont plus faciles à mettre en œuvre et peuvent servir de base aux comparaisons.

H. Fogel et coll en 2001 ont réalisé un test de filtration de fluides sur 60 dents monoradiculées humaines pour évaluer l'étanchéité de l'amalgame, du Super EBA, de l'IRM et d'une résine. La mesure de l'infiltration a été faite à l'aide d'une micro-pipette et les résultats traduits en  $\mu\text{L} / \text{min} / \text{cm H}_2\text{O}$ . Le fluide utilisé était une solution isotonique saline à 0,2 % d'acide sodique. En examinant les résultats en valeurs absolues il n'y a pas de différences significatives entre les différents matériaux. Pour pallier les erreurs, une correction par transformation logarithmique est appliquée aux valeurs et homogénéise ainsi les variations. Avec cette correction les différences apparaissent.

Résultats :

L'étanchéité de l'amalgame et de l'IRM sont équivalentes mais restent inférieures à celle du MTA et de l'EBA.

Les auteurs expliquent qu'avec l'utilisation d'un vernis sur l'amalgame on améliore l'étanchéité à court terme du scellement mais qu'à long terme la dégradation du vernis laisse place à une faille et à une perte d'étanchéité de la restauration. Cette étude est en accord avec les résultats de l'étude de Bates et coll (1996) qui par une méthode de filtration de fluides montra que l'étanchéité du MTA et de L'EBA sont équivalentes et supérieures à celle de l'amalgame.

### 2.2.1.1.6.3. ÉTANCHÉITÉ VIS-À-VIS DES TOXINES BACTÉRIENNES

Les endotoxines ou lipopolysaccharides (LPS) sont des composants majeurs de la membrane des bactéries gram négatif. Lorsque les bactéries meurent, le LPS est relargué dans l'environnement, déclenche la réaction inflammatoire et participe à la pathogenèse des lésions péri-radiculaires (19 et 103).

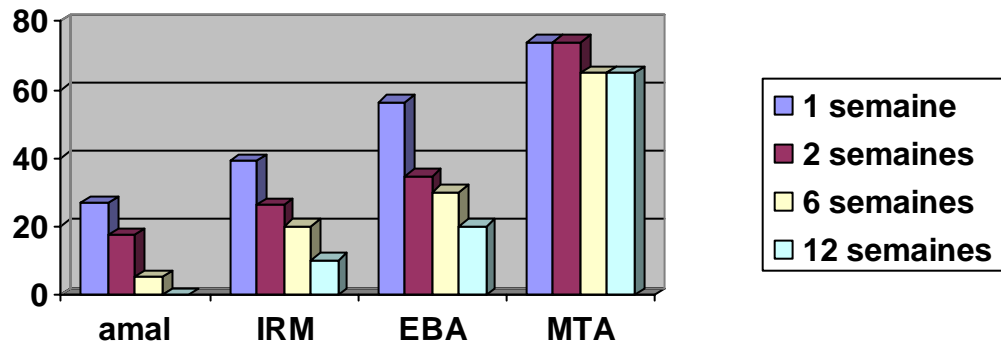
Hong Ming Tang et coll en 2002 ont comparé l'étanchéité de l'amalgame, de l'IRM, du Super EBA et du MTA vis-à-vis de cette endotoxine en utilisant un principe semblable aux tests d'infiltration bactérienne.

Résultats :

Par filtration d'endotoxines, le MTA est plus étanche que l'IRM dès la première semaine et que le Super EBA° dès la 2ème semaine et ceci jusqu'à la 12ème semaine.

Cette évolution est représentée dans le graphique ci-après :

## pourcentage d'échantillons sans infiltration en fonction du temps et des matériaux

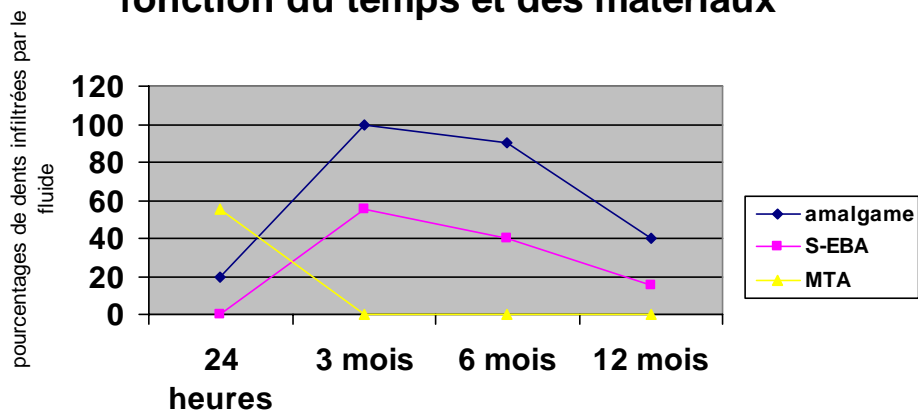


Graphique n°4 ; d'après Hong Ming Tang et coll (2002).

### 2.2.1.1.6.4. L'ÉTANCHÉITÉ SUR LE LONG TERME

Pour obtenir la guérison et éviter les récurrences des problèmes apicaux, il est essentiel pour l'endodontiste d'obtenir une étanchéité immédiate et qui perdure dans le temps. Wu et coll se sont penchés sur le problème en 1998 et ont réalisé une étude portant sur 100 dents de bovins obturées à rétro avec soit de l'amalgame, de l'EBA, du Fuji III, ou du MTA. Ils testent avec un système de filtration des fluides (eau désionisée) l'étanchéité à 24 heures, 3 mois, 6 mois et 12 mois.

## pourcentage de dents infiltrées en fonction du temps et des matériaux



Graphique n° 5, d'après Wu et coll (1998).

Résultats :

Le MTA est le seul produit dont l'étanchéité s'améliore d'emblée pendant les 3 premiers mois, puisque son pourcentage de dents infiltrées diminue, puis reste stable à partir de cette date avec peu d'infiltration. L'amalgame et l'EBA inversement ont une étanchéité qui faiblit beaucoup les 3 premiers mois, puis celle-ci augmente légèrement et progressivement. L'EBA conserve tout le temps de l'expérience une meilleure étanchéité que l'amalgame.

Au long terme le scellement au MTA apparaît donc plus performant dans cette étude. Mais la persistance d'un manque d'étanchéité durant 3 mois de ce matériau est un élément nouveau pour l'instant inexplicé et qui n'apparaît pas dans les autres études.

#### 2.2.1.1.6.5. ADAPTATION MARGINALE ET ÉTANCHÉITÉ

La mauvaise adaptation marginale d'un matériau est source d'infiltration, Stabholz et coll (1985) l'ont parfaitement démontré. C'est pourquoi il est nécessaire de comparer l'adaptation des matériaux aux parois de la cavité pour choisir le plus performant.

Torabinejad et coll (97) ont examiné, dans leur étude de 1995, l'adaptation marginale de différents matériaux d'obturation rétrograde sous microscope électronique à balayage, sur 88 dents monoradiculées humaines. Les matériaux testés sont l'amalgame, l'IRM, l'EBA et le MTA. Les dents sont observées après avoir été sciées longitudinalement et l'espace dent/matériau appelé « gap » est mesuré. Le problème de cette étude est que l'on obtient des fissurations des dents et de nombreux artefacts. Pour réduire cela, Torabinejad a réalisé des répliques en résine des dents sectionnées, mais l'analyse au microscope ne donne qu'une représentation plane et en deux dimensions du gap.

Résultats :

L'EBA et l'IRM ont une moins bonne adaptation que le MTA et l'amalgame. L'auteur explique cette différence par les propriétés physiques et chimiques des matériaux ainsi que par leurs difficultés de manipulation. Le MTA présente une adaptation parfaite qui est sûrement due à ses propriétés d'expansion et à la présence d'une fine couche de matériaux en contact avec la dentine.

À la lumière de cette étude le MTA possède la meilleure adaptation marginale et

l'amalgame présente un gap plus faible que les ciments ZOE renforcés. Alors pourquoi l'amalgame présente-t-il une moins bonne réponse que les ZOE aux tests d'étanchéité des études précédentes. Certains auteurs pensent que la haute toxicité et le pouvoir anti-bactérien des ciments ZOE influencent de manière positive la réponse aux tests d'étanchéité de ces ciments (9 et 96). C'est pourquoi il faut rester prudent quant à nos interprétations car il est très difficile pour une étude de tester un seul et unique paramètre. Bien souvent, les résultats sont modifiés ou contradictoires du fait de biais méthodologiques souvent ignorés ou difficiles à préciser.

#### 2.2.1.1.6.6. INFLUENCE DU MILIEU SUR L'ÉTANCHÉITÉ

Les conditions de travail lors de la chirurgie endodontique sont assez particulières ; malgré l'aspiration et les champs utilisés, il y a souvent présence de salive, de sang, d'autres fluides corporels et même d'acidité liée aux inflammations péri-radicales. Les matériaux d'obturation rétrogrades doivent être étudiés en conséquence.

Torabinejad (88) et ses collaborateurs ont étudié l'influence de la contamination par le sang sur la qualité de scellement des matériaux d'obturation rétrogrades : amalgame, IRM, EBA, MTA, en comparant l'étanchéité avec et sans contamination sanguine par un système de filtration de fluides (bleu de méthylène).

Résultats :

L'étanchéité des ciments ZOE renforcés est affectée par l'humidité, ceci est en partie dû au fait que leur prise est accélérée en milieu humide ce qui les rend difficiles à manipuler donc à condenser correctement pour obtenir une bonne adaptation du matériau.

En ce qui concerne l'amalgame, sa corrosion augmente en présence d'humidité, pourtant l'étude conclut que la présence ou l'absence de sang n'a pas de répercussion sur le scellement, ce qui facilite donc son utilisation en chirurgie apicale.

La conclusion est la même pour le MTA. On note cependant dans l'étude une supériorité de l'étanchéité du MTA par rapport aux autres matériaux.

Jusqu'à présent, la plupart des études concluaient à une meilleure étanchéité des ciments ZOE par rapport à l'amalgame, comme l'étude de Smée et coll (1987), pourtant Torabinejad obtient l'inverse et il explique cela par le fait qu'ils ont utilisé des fluides

différents pour leurs expériences.

À partir de 156 dents humaines extraites, sur lesquelles il a pratiqué une apicectomie avec obturation rétrograde, Roy et coll en 2001 ont évalué l'impact d'un environnement acide sur le scellement. En effet, la chirurgie apicale est souvent réalisée en présence d'inflammation péri-radriculaire qui fait basculer le pH dans l'acidité proche de 5 (54). L'acidité peut inhiber les réactions de prise des matériaux, affecter leur adhésion ou augmenter leur solubilité comme pour l'amalgame ou l'EBA (5).

Résultats :

À pH neutre et acide l'amalgame est le moins étanche alors que l'EBA et le MTA réagissent mieux à l'acidité et conservent une bonne étanchéité. Roy et coll concluent que le comportement de ces matériaux en milieu acide est tout à fait acceptable mais qu'une étude sur plus long terme devrait être menée.

À travers ces études, le MTA et l'EBA semblent avoir la meilleure étanchéité. Ceci serait dû à leur capacité d'adhérence aux tissus dentaires notamment pour l'EBA avec la chélation du calcium par l'acide ortho-éthoxy-benzoïque et pour le MTA avec sa composition en oxydes minéraux qui est très proche de la structure de la dentine. Pour ce dernier matériau c'est aussi l'expansion de prise qui améliore le scellement.

## **2.2.2. PROPRIÉTÉS BIOLOGIQUES**

### **2.2.2.1. LE POUVOIR ANTI-BACTÉRIEN**

Idéalement un matériau d'obturation rétrograde doit avoir une activité anti-bactérienne afin de prévenir la croissance des bactéries localement.

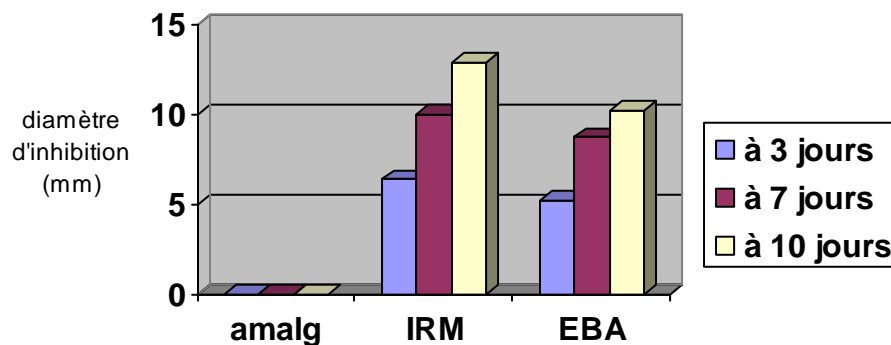
Chong et coll en 1994 ont étudié l'activité anti-bactérienne de plusieurs matériaux en comparant notamment l'IRM, l'EBA et l'amalgame. À partir de boulettes de matériau fraîches et âgées d'une semaine placées dans des disques de cultures de bactéries (*Enterococcus faecalis* et *Streptococcus anginosus*), ils ont mesuré le diamètre des zones



d'inhibition.

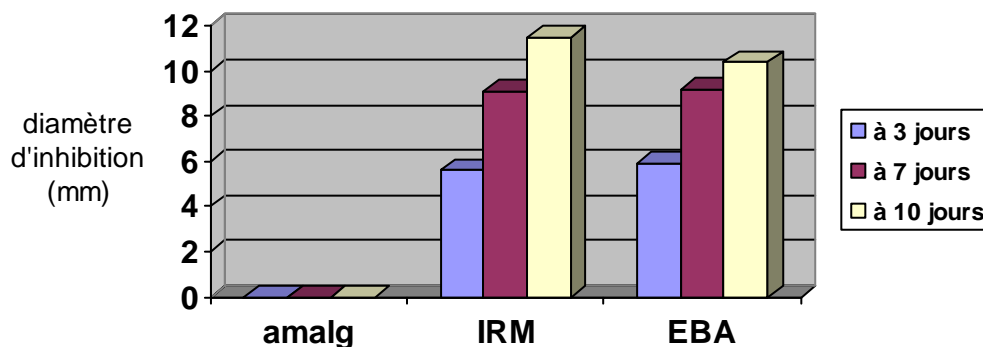
Ils obtiennent des résultats comparables avec les deux types de bactéries. Nous présenterons ces résultats à l'aide de deux graphiques (un par type de bactéries) qui exposent en ordonnée le diamètre des zones d'inhibition en millimètres en fonction de chaque matériau et ceci à 3, 7 et 10 jours d'exposition.

### Diamètre des zones d'inhibition de culture de *S.anginosus* pour des matériaux frais



Graphique n° 6-a, d'après Chong et coll en 1994 (14).

### Diamètre des zones d'inhibitions de culture de *E.faecalis* pour des matériaux frais



Graphique n°6-b : d'après chong et coll en 1994 (14)

Le diamètre d'inhibition augmente avec le temps pour tous les matériaux frais et âgés. En effet, l'étude a été menée sur matériaux frais et âgés mais les conclusions étant les mêmes nous n'avons développé que les résultats obtenus avec les matériaux frais. Chong conclut que

l'IRM et l'EBA ont une activité anti-bactérienne équivalente et bien supérieure à celle de l'amalgame. Cette activité augmente avec le vieillissement du matériau tandis qu'elle ne se modifie pas avec le vieillissement de l'amalgame. Chong a choisi de tester l'activité anti-bactérienne par des tests de diffusion de l'inhibition en accord avec Tobias et coll (1988) car les variables sont faciles à contrôler.

Torabinejad et coll (91) à partir du même type de tests a lui aussi mesuré l'activité anti-bactérienne d'un matériau supplémentaire, le MTA, en utilisant des bactéries anaérobies facultatives et strictes.

Résultats :

L'amalgame ne possède pas d'activité anti-bactérienne. L'EBA et le ZOE sont anti-bactériens sur les deux types de bactéries testés surtout quand ils sont frais.

Sur les bactéries anaérobies strictes, responsables de la virulence des pathologies apicales, le MTA n'a pas d'effet alors qu'il en produit un sur les bactéries anaérobies facultatives et ce d'autant plus qu'il est frais. L'auteur justifie cette activité par le niveau élevé du pH du matériau pendant sa prise (12,5).

Si on compare l'activité anti-bactérienne du MTA et de l'hydroxyde de calcium (37) qui est la référence en endodontie, malgré leurs similitudes de pH le MTA reste moins anti-bactérien que l'hydroxyde.

Lorsqu'on réalise des tests d'étanchéité par filtration bactérienne il faut donc tenir compte des spectres d'activité anti-bactérienne des matériaux pour ne pas influencer les résultats comme nous l'avons vu pour l'étude de Torabinejad et coll (97) dans le paragraphe 2.2.1.1..6.5.

Le MTA et les ciments ZOE renforcés présentent donc une activité bactérienne supérieure à l'amalgame mais celle-ci reste sélective et temporaire.

#### **2.2.2.2. MUTAGÉNICITÉ**

La mutagénicité est la propriété d'un matériau d'induire des modifications au niveau de l'ADN des cellules qui l'entourent. Un matériau, pour pouvoir être utilisé au niveau du corps humain ne doit pas être mutagène.

Kettering et coll (1995), à partir d'une étude utilisant salmonella thyphimurium LT-2

pour mesurer le pouvoir mutagène de différents matériaux rétrogrades, ont conclu que ni l'IRM, ni le Super EBA, ni le MTA ne pouvaient être considérés comme mutagènes et peuvent donc être utilisés chez l'humain.

### **2.2.2.3. LA CYTOTOXICITÉ**

Les produits d'obturation rétrogrades seront en contact direct avec les tissus péri-apicaux par conséquent leur cytotoxicité doit être nulle ou minime, c'est-à-dire qu'ils doivent engendrer le strict minimum de dégradation cellulaire et tissulaire. Ceci est en accord avec le serment d'Hippocrate selon lequel il faut avant tout ne pas nuire.

Chong et ses collaborateurs (13), en 1994, ont réalisé une étude comparative de cytotoxicité utilisant la méthode du filtre millipore pour comparer des matériaux d'obturation rétrograde : IRM, amalgame, EBA entre autres. L'étude compare les matériaux frais et âgés et conclut que l'IRM est le plus toxique des produits frais et ceci de façon significative alors que l'EBA et l'amalgame ont une cytotoxicité équivalente et inférieure à l'IRM. Pour les matériaux âgés (72 heures) les résultats restent les mêmes que pour les produits frais.

L'eugénol est le composant toxique des ciments ZOE renforcés (12) mais le relargage de zinc avec le vieillissement du matériau serait la cause de leur cytotoxicité prolongée (59). Lors de l'hydrolyse de la surface de ces ciments, il y a libération d'eugénol libre à partir de la masse d'eugénolate de zinc. Comme l'EBA a une composition diminuée en eugénol puisque celui-ci est remplacé partiellement par l'acide ortho-éthoxy-benzoïque, il est tout à fait logique qu'il soit moins cytotoxique car ses autres composants ne semblent pas posséder de toxicité propre (34).

Pour l'amalgame, c'est la présence de zinc qui lui confère une cytotoxicité locale. En effet Lobner et Asrari en 2003 ont prouvé que la toxicité de l'amalgame n'est pas bloquée en utilisant un chélateur du mercure mais l'est en utilisant un chélateur du zinc. Les amalgames sans zinc sont bien moins toxiques que ceux contenant du zinc (99 et 41).

D'après cette étude, l'EBA possède une cytotoxicité faible qui sur ce plan fait de lui un excellent matériau d'obturation rétrograde.

Torabinejad et coll en 1995 ont comparé la cytotoxicité de différents matériaux rétrogrades. Ils constatent que l'amalgame, l'EBA et le MTA sont tous plus cytotoxiques

lorsqu'ils sont frais, excepté l'IRM dont la toxicité augmente après sa prise comme dans l'étude précédente avec le relargage de zinc. L'amalgame est le moins cytotoxique et l'IRM et l'EBA sont les plus cytotoxiques.

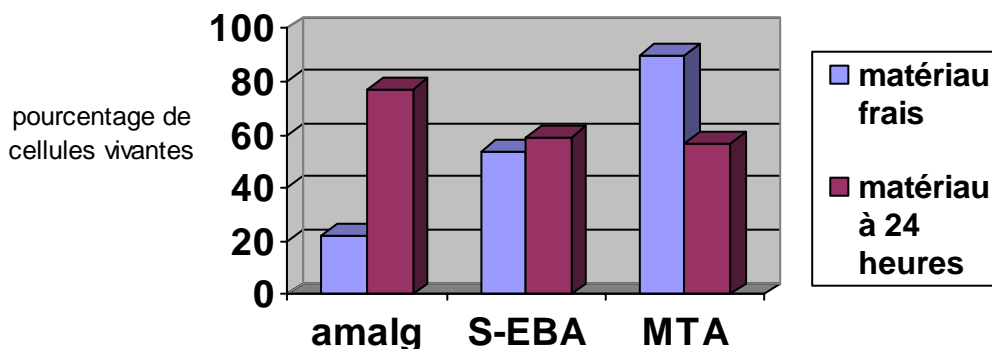
Trope et coll en 1996 évaluent histologiquement la cytotoxicité de l'EBA, de l'IRM et de l'amalgame selon le pourcentage d'os présent près du matériau et la quantité de cellules inflammatoires recensées. Pour eux l'EBA a une supériorité évidente par rapport à l'IRM et l'amalgame car il est nettement moins cytotoxique.

Zhu et ses collaborateurs (1999) rejoignent cette étude. À partir de culture de cellules du desmodonte humain et de cellules osseuses, ils évaluèrent la cytotoxicité de l'amalgame, de l'EBA et de l'IRM. Les résultats sont très nets : l'amalgame a une toxicité plus importante que l'IRM et l'EBA sur les cellules du ligament et les cellules osseuses.

En 1998, Osorio et coll (1998) à partir de cultures cellulaires (fibroblastes gingivaux humains et cellules L-929) ont mesuré la cytotoxicité de différents matériaux endodontiques. Pour eux le MTA n'est pas toxique et l'amalgame ainsi que l'EBA montrent un haut niveau de toxicité. Cette étude va dans le sens de celle de Torabinejad et coll (92) qui accorde au MTA une certaine supériorité vis-à-vis des autres matériaux rétrogrades.

Keiser et coll en 2000 rejoignent cette opinion. Dans son étude de mesurant l'activité des déshydrogénases mitochondriales de fibroblastes du ligament humain pour évaluer la cytotoxicité du MTA, de l'amalgame et de l'EBA, ils obtiennent les résultats ci-après:

## pourcentage de cellules vivantes pour chaque matériau



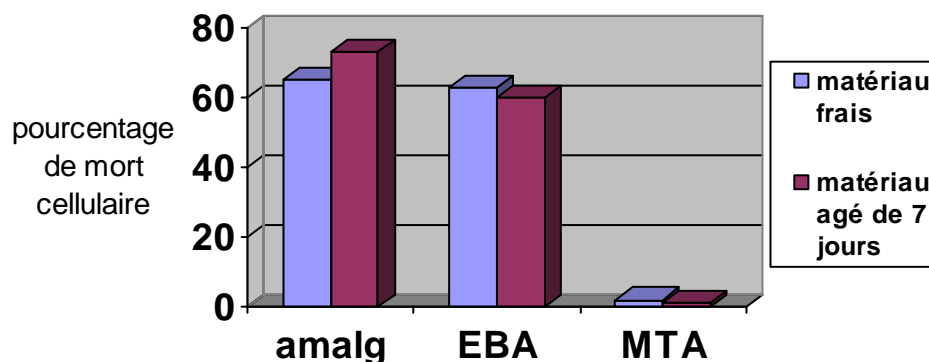
Graphique n° 7, d'après Keiser (2000).

Cette étude conclut que le MTA est le moins cytotoxique des produits testés.

Une étude plus récente de Asrari et Lobner en 2003 évalue la neurotoxicité du MTA, de l'amalgame et du Super EBA. Ils utilisèrent des neurones car ceux-ci sont plus sensibles aux variations de leur environnement que les fibroblastes (55) traditionnellement utilisés dans les études in vitro de cytotoxicité, mais aussi parce que les matériaux rétrogrades peuvent être absorbés par le corps et causer une neurotoxicité systémique comme le mercure de l'amalgame par exemple ainsi qu'une neurotoxicité locale. Bien souvent les matériaux sont placés à proximité de nerfs comme c'est le cas pour les molaires mandibulaires dont les apex sont en étroite relation avec le nerf dentaire inférieur.

Les résultats concordent avec ceux des études publiées : le MTA est le produit de loin le moins toxique et l'amalgame est légèrement plus toxique que l'EBA sur les cellules nerveuses et ceci de 24 heures à 7 jours. Les résultats sont présentés dans le graphique ci-après:

## cytotoxicité neuronale des matériaux rétrogrades



Graphique n°8, réalisé d'après l'étude de Asrari et Lobner (2003).

L'étude porte aussi sur les cellules gliales car celles-ci étant les cellules nerveuses, toute modification de leur fonctionnement altérerait celui des neurones et là encore le MTA est le moins toxique.

À l'aide de cultures Millipores, Haglund et ses collaborateurs (2003) ont évalué les effets de l'IRM, du MTA et de l'amalgame. Sur la croissance cellulaire, sur la morphologie cellulaire et la production de cytokines par les fibroblastes et les macrophages de souris. Pour eux tous ces matériaux inhibent la croissance cellulaire et n'induisent pas de production de cytokines.

Au niveau morphologique, le MTA frais dénature les protéines et cause la mort des cellules les jouxtant, ceci est dû à son pH élevé puis avec la prise du matériau ces effets s'atténuent. Ces résultats sont comparables à ceux de l'hydroxyde de calcium et attribuent au MTA les mêmes propriétés et les mêmes applications.

L'amalgame frais du fait du relargage d'ions métalliques provoque de fréquentes morts cellulaires autour de lui tout comme l'IRM et le MTA mais pour ces derniers le diamètre d'inhibition est plus faible, la morphologie cellulaire se trouve modifiée car le relargage d'eugénol se fait sur une longue période.

À court terme tous les matériaux sont toxiques. Il faudrait plus d'études sur le long terme pour évaluer cette toxicité ainsi que des statistiques sur les taux de succès de ces

différents matériaux.

Pistorius et coll en 2003 ont mené une étude analysant l'effet du MTA, du titane inerte et de l'amalgame sur les fibroblastes gingivaux. Le MTA montre la même réponse cellulaire que le titane qui est le matériau de référence pour sa bonne tolérance et sa biocompatibilité exemplaire, en revanche l'amalgame est source d'irritation.

Parmi les matériaux d'obturation rétrograde le MTA apparaît comme étant le moins cytotoxique et l'amalgame reste le plus irritant. Les ciments ZOE renforcés se situent entre ces deux derniers.

#### **2.2.2.4. BIOCOMPATIBILITÉ**

« La biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leur conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives » selon Exbrayat 1998.

Balto et coll (2003) ont montré par leur étude concernant l'attachement des fibroblastes humains aux matériaux rétrogrades (amalgame et EBA) que la composition et la texture de surface du substrat influence la morphologie de l'attachement des fibroblastes. Ce qui suggère que l'attachement et la morphologie cellulaire peuvent être le reflet de la biocompatibilité du matériau testé.

Ils observent un état de surface plus lisse pour l'EBA que pour l'amalgame. Les fibroblastes sont aussi de moins en moins nombreux en contact avec l'amalgame. Ils deviennent ronds, moins adhérents et se vacuolisent. Ce phénomène est bien plus atténué pour le Super EBA, ce qui fait de lui un matériau à meilleure biocompatibilité que l'amalgame.

Zhu et coll en 1999, en accord avec ce principe, ont examiné l'adhésion des ostéoblastes humains sur les matériaux d'obturation à rétro, amalgame, MTA, IRM et composite, sous microscope à balayage. Des disques de matériaux sont réalisés et placés dans un milieu de culture cellulaire. On observe ensuite l'état de surface du matériau à 1 jour.

Résultats : les ostéoblastes s'attachent et s'étalent sur le MTA, on observe la même chose pour l'amalgame mais avec seulement quelques cellules ; en présence d'IRM les ostéoblastes s'arrondissent et ne s'étalent plus. Le MTA semble donc avoir une meilleure biocompatibilité. Ces résultats sont parfaitement en accord avec ceux de Torabinejad et coll (89) qui observaient in vivo chez le chien une formation de ciment à la surface de ce matériau, ainsi qu'une connexion fibreuse à l'os et une inflammation minime. L'amalgame lui ne présente pas cette formation de ciment autour du matériau et l'inflammation péri-radriculaire est bien plus importante.

Plus tard en 1997 (95) ils réitèrent l'expérience chez le singe et obtient à 5 mois les mêmes résultats : tandis que l'amalgame provoque une inflammation péri-radriculaire, le MTA n'en provoque pas et surtout une barrière de ciment est établie au contact et sur toute la surface du matériau. On observe aussi la présence d'éléments fibreux similaires aux fibres de Sharpey. Le ciment néoformé est en continuité avec le ciment déjà présent le long de la racine. Concernant l'origine de ce ciment nous disposons de deux hypothèses :

→ soit il dériverait de cellules osseuses ce qui expliquerait la présence d'ostéoblastes à la surface du ciment.

→ soit son origine serait ligamentaire dérivant du ciment déjà présent ou encore des cellules de connexions fibreuses néoformées observées.

Le MTA permet donc la réattache des tissus péri-apicaux. Il serait aussi un accélérateur de la cicatrisation osseuse.

Kho et ses collaborateurs (1998) ont comparé le comportement cellulaire observé au contact de l'IRM et du MTA sur le court terme (1 à 3 jours). Au niveau cytomorphologique, les ostéoblastes tests semblent sains au contact du MTA mais deviennent arrondis au contact de l'IRM. Ces observations confirment celles déjà constatées par des auteurs comme Balto (7) et Zhu (104). Cette étude teste en plus la production de cytokines par les ostéoblastes.

Résultats :

On constate que cette production est indétectable en présence d'IRM ou pour les cellules seules. En présence de MTA on observe une production de cytokines élevées. D'après cette étude, le MTA serait un substrat biologiquement actif pour les cellules osseuses, stimulerait la production d'interleukines et améliorerait donc la cicatrisation osseuse.



Ces résultats ne sont pas en accord avec l'étude de Haglund et coll (2003) dont nous avons parlé précédemment. Cela serait dû à l'utilisation de cellules différentes pour chacune des études et aussi des temps d'incubation différents. Haglund utilisa des macrophages avec un temps d'incubation de 24 heures alors que Kho se servit d'ostéoblastes (MG-63) et 7 jours d'incubation.

Holland et coll en 1999 à partir de tests sur animaux avec du MTA, à 6 mois observent eux aussi d'une part cette absence de réactions inflammatoires au niveau des tissus apicaux, d'autre part le recouvrement par le ciment. Ils suggèrent que l'oxyde de calcium contenu dans le MTA réagirait avec les fluides présents pour former de l'hydroxyde de calcium, ce qui expliquerait cette propriété du MTA d'encourager le dépôt de tissus durs.

#### 2.2.2.4.1. LES TESTS D'IMPLANTATION

Pour tester la biocompatibilité des matériaux, des tests d'implantation sont aussi réalisés, mais ils sont plus coûteux et imposent l'utilisation d'animaux, c'est pourquoi ils interviennent après les tests in vitro mais ils ont l'avantage de mieux reproduire les conditions clinique.

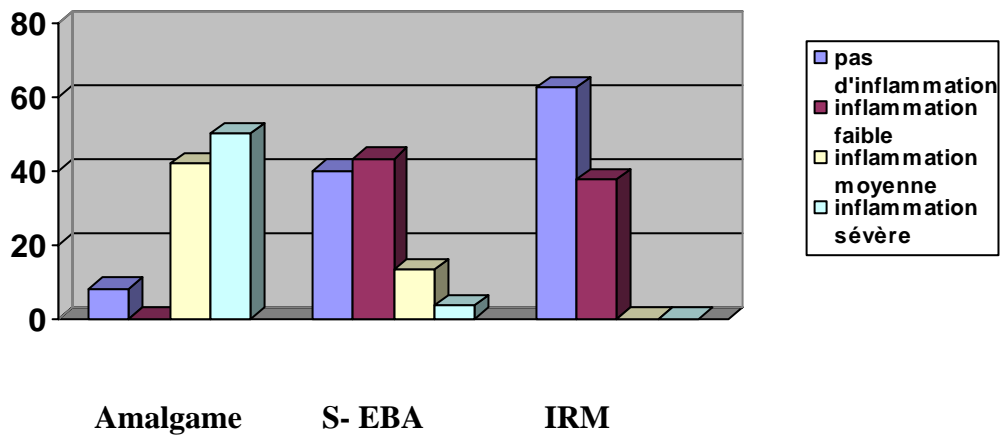
Olsen et coll en 1994 placent de l'amalgame, de l'IRM et de l'EBA dans des tubes de polyéthylène qu'ils implantent chirurgicalement dans des tibias de rats. L'évaluation histologique de la réponse tissulaire se fait à 7, 14, 21, 56 et 100 jours.

Résultats :

Ils observent une réaction osseuse favorable pour les deux ciments ZOE renforcés mais avec un prolongement du temps de réponse inflammatoire pour l'EBA.

Le même type d'expérience a été réalisé par Pitt Ford et coll en 1995 chez le singe, les résultats sont répertoriés dans le graphique (n°9) ci-après :

### résultats en pourcentage du niveau d'inflammation obtenue



La réponse inflammatoire est bien plus importante pour l'amalgame que pour les deux ciments ZOE renforcés et cette réponse apparaît plus favorable pour l'EBA que pour l'IRM.

Torabinejad et ses collaborateurs (94) réalisèrent un test d'implantation dans les tibias et les mandibules de porcs pour tester la biocompatibilité du MTA, de l'IRM, de l'EBA et de l'amalgame. Les animaux sont euthanasiés à 80 jours pour un examen histologique.

L'expérience évalue :

- la présence d'inflammation
- le type cellulaire prédominant
- l'épaisseur de la connexion fibreuse

À tous les niveaux la réponse est plus favorable au MTA puis à l'IRM et l'EBA et enfin à l'amalgame.

À la lumière de toutes ces études, il semble que le MTA soit le matériau possédant la meilleure biocompatibilité alors que l'amalgame est source d'une importante inflammation.

Une étude plus récente de 2003 (20) évalue la réponse tissulaire histologiquement de 1 à 5 semaines vis-à-vis du MTA et de l'IRM. Avec l'IRM il n'y a pas de tissus durs néoformés alors qu'on observe avec le MTA dès la première semaine des tissus de connexion.

En conclusion le MTA est un matériau biocompatible qui stimule la cicatrisation périradiculaire mais il reste cependant à analyser la nature des tissus formés. La biocompatibilité est meilleure pour ce matériau que pour l'amalgame et les ciments ZOE renforcés.

### **2.2.3. LES DIFFÉRENTS MATÉRIAUX UTILISÉS**

Dans cette étude nous avons volontairement sélectionné quatre matériaux : l'amalgame correspondant à la première génération, les ciments ZOE renforcés à la deuxième génération et le MTA représentant la troisième génération de produits utilisés à rétro car ils ont tous obtenu l'autorisation de mise sur le marché aux Etats-Unis et sont les seuls à réunir assez de qualités pour être utilisés.

Cependant il a été recensé 19 matériaux qui ont été utilisés à rétro (75), nous présenteront aussi certains d'entre eux.

#### **2.2.3.1. L'AMALGAME**

##### **2.2.3.1.1. COMPOSITION**

L'amalgame a été pendant de nombreuses années le matériau de référence en ce qui concerne les obturations rétrogrades, avec une adaptation dent/matériau tout à fait acceptable.

Mais il est sensible à l'humidité et peut donc être à l'origine d'une expansion dite retardée s'il est en présence d'humidité, ce qui peut donner lieu à des fractures et faire naître un phénomène de corrosion par contact entre le sang et le zinc, qui sera accentué par le fait qu'il ne peut pas être poli lors d'une chirurgie apicale à rétro.

Avec l'apparition des amalgames sans zinc on pourra atténuer cette expansion, et avec la disparition de la phase gamma 2 qui est une phase étain mercure sensible à l'humidité, on diminuera la corrosion en augmentant la résistance mécanique.

L'utilisation d'amalgame dits « H.C.S.C. (High Copper Single Composition) » est recommandée car ils ont une haute teneur en cuivre (de 12 à 24 %) répartie dans toute la structure de la poudre, ils ne contiennent pas de zinc et sont de composition uniforme car il n'y a pas d'hétérogénéité dans la composition chimique entre les différentes particules de

poudre.

La composition exacte varie selon les fabricants, mais on peut donner une composition à partir de chiffres moyens :

- argent : 50 %
- étain : 30 %
- cuivre : 20 %

L'utilisation de l'amalgame reste très controversée car elle soulève le problème de la contamination mercurielle, de plus l'amalgame ne répond pas à tous les critères du matériau d'obturation rétrograde idéal, il continue cependant d'être souvent utilisé et permet des taux de réussite satisfaisants.

#### 2.2.3.1.2. COMMERCIALISATION

Réglementairement l'amalgame se commercialise aujourd'hui sous forme de capsules à usage unique. Il existe beaucoup de fabricants, le prix moyen revient d'une capsule équivalent à environ 0,35 euro, ce qui en fait un produit très économique, d'autant plus qu'il est d'utilisation courante dans les cabinets dentaires.

#### 2.2.3.1.3. MODE D'UTILISATION

La chirurgie apicale est difficile à réaliser, c'est pourquoi les produits utilisés doivent être simples de préparation et d'utilisation pour raccourcir le temps passé et permettre une obturation optimale. Pour cela mieux vaut privilégier des textures de produits fermes et adhérentes aux instruments mais non collantes.

Pour la mise en place des matériaux d'obturation rétrograde l'utilisation d'instruments de microchirurgie permettra une meilleure précision.

L'amalgame d'argent se présente en capsules scellées et prédosées afin de diminuer les risques de contamination mercurielle pour le praticien et pour le patient comme on pouvait le constater avec les vapeurs de mercure libérées lors du mélange des composants de l'amalgame.

Puis la capsule est percutée et triturée. Le matériau est alors introduit au porte-amalgame dans la cavité préparée au préalable (aux ultrasons de préférence). Cette étape est

délicate car les porte-amalgames sont bien souvent trop larges et le matériau peut déborder et fuir dans le péri-apex. Cependant il existe tout de même des micro-porte-amalgame qui peuvent améliorer la situation. L'amalgame est foulé pour être bien condensé et s'adapter aux parois de la cavité sans bulles.

Il faut ensuite retirer les excès qui peuvent tatouer les tissus péri-apicaux car ils ne sont pas résorbables et engendreront une inflammation (66) qui retardera la cicatrisation.

Il est très important de brunir la surface du matériau pour obtenir une surface lisse favorable à la réattache des tissus et la régénération en accord avec les résultats de Balto (7). Le brunissage permet aussi de diminuer la corrosion du matériau et permet une meilleure étanchéité du joint amalgame-dent.

Il y a un risque d'expulsion spontanée de l'obturation, on privilégiera donc une préparation d'au moins 3 mm de hauteur pour obtenir une rétention suffisante. C'est aussi la taille minimum recommandée par les études de Lamb pour obtenir une bonne étanchéité (49). Il conclut que 4 mm sont suffisants pour obtenir une étanchéité maximale mais on ne sait pas pourquoi la différence biologique se situe entre 3 et 4 mm.

Le temps de prise est court et d'environ 5 à 15 minutes.

## **2.2.3.2. LES CIMENTS OXYDE DE ZINC EUGENOL**

### **2.2.3.2.1. COMPOSITION**

Ces ciments sont certainement les plus répandus actuellement pour la réalisation d'obturations rétrogrades. Ils correspondent à une seconde génération de produits utilisables à rétro développés dans les années 1960, la première génération étant constituée par l'amalgame. Ces ciments correspondent à un ciment oxyde zinc amélioré car celui-ci ne répondait pas aux qualités requises du matériau idéal pour être utilisé à rétro.

Tableau de composition :

	poudre	liquide
IRM	Oxyde de zinc : 80 % Polymethyl-methacrylate : 20 %	Eugénol : 99 %
Super-EBA	Oxyde de zinc : 60 % Alumine : 34 % Résines naturelles : 6 %	Eugénol : 62.5 Acide ortho-éthoxy-benzoïque : 37.5 %

Leur préparation s'effectue par un mélange d'une poudre et d'un liquide comme leur ancêtre, mais la composition tant en poudre qu'en liquide a été modifiée pour augmenter la résistance du matériau, en renforçant la poudre avec de l'alumine ou un polyméthacrylate, ou encore le liquide avec de l'acide ortho-éthoxy-benzoïque.

Ceci diminue leur solubilité et multiplie de quatre à sept fois leur résistance à la compression par rapport aux ciments oxyde de zinc eugénol classiques.

#### 2.2.3.2.2. COMMERCIALISATION

Ces ciments appartiennent à la classe 1 type III de la norme française qui reproduit la norme européenne EN 32107 et la norme internationale ISO 3107.

Deux types de ciments sont commercialisés :

- IRM<sup>o</sup> est commercialisé par Densply-Maillefer sous forme de coffret. Ce coffret contient 40 grammes de poudre et 15 millilitres de liquide.
- Stailine Super EBA Cement (102) était manufacturé par Saines en Angleterre et était le ciment EBA original. Aux Etats-Unis le Super-EBA est commercialisé par la compagnie Harry J.Bosworth.

#### 2.2.3.2.3. MODE D'UTILISATION

Les préparations se font extemporanément en mélangeant la poudre et le liquide sur une plaque de verre. Les dosages sont une goutte de poudre pour une goutte de liquide. Pour l'IRM cela équivaut à un ratio poudre/liquide = 6, exprimé en poids.

Si on dilue trop ces produits ils perdent leurs propriétés physiques. Curieusement certains auteurs en étudiant ce fait ont obtenu des résultats surprenants. Yaccino et coll en 1999 ont réalisé une étude portant sur l'étanchéité du scellement au SUPER-EBA<sup>o</sup> en utilisant différentes proportions de poudre et liquide pour l'obturation rétrograde. L'étude par un système de filtration de fluides conclut qu'il n'y a pas de différence de qualité de scellement avec les différentes proportions utilisées et ceci est aussi valable dans le temps à 24 heures qu'à 8 semaines. Ceci suggère qu'un praticien peut utiliser la consistance qui lui convient le mieux.

Le mélange est difficile à homogénéiser et nécessite une certaine habitude notamment si le praticien désire une consistance déterminée ; Ce mélange ne doit pas prendre plus d'une

minute, puis on place le mélange au porte-amalgame et on le condense au fouloir. Il existe cependant des capsules prédosées pour une insertion en une seule masse dans la cavité mais Manoukian et coll (1995) nous expliquent que cette insertion sans condensation par apports successifs entrainerait un manque d'étanchéité.

L'IRM est un matériau qui n'adhère pas à lui-même, ce qui fait qu'il se tasse moins bien, ceci aura des répercussions sur les propriétés de résistance mécanique et chimique de l'obturation. Il doit donc être placé en une seule fois et sa consistance effritable (17) le rend délicat à travailler. L'IRM adhère mal aux parois de la cavité, les bords devront être polis par brunissage pour éviter qu'ils s'écaillent. Pour augmenter le temps de prise du matériau celui-ci pourra être placé au réfrigérateur.

### **2.2.3.3. LE MINÉRAL TRIOXYDE AGGREGATE : MTA**

#### **2.2.3.3.1. COMPOSITION**

Le MTA<sup>o</sup> est composé d'oxydes minéraux et correspond à la troisième génération de matériau d'obturation rétrograde. C'est un gel colloïdal de consistance sableuse obtenu par le mélange d'une poudre avec de l'eau stérile. La poudre est constituée de fines particules hydrophiles :

Oxyde de calcium : 65 %

Dioxyde silicate : 21 %

Oxyde de fer : 5 %

Oxyde d'aluminium : 4 %

Sulfate de calcium : 2,5 %

Oxydes de sodium et potassium : 0,5 %

Dans sa composition le MTA comporte donc des ions calcium et phosphore tout comme les tissus dentaires. Cette ressemblance confère au MTA des propriétés de biocompatibilité et d'adhérence unique à ces tissus (90).

Ce ciment est composé à 75 % de ciment de Portland, à 20 % d'oxyde de bismuth et à 5 % de gypse. C'est l'addition de bismuth qui lui confère sa radio opacité et qui modifie sa réaction de prise (90).

D'apparence grise jusqu'alors, une nouvelle formulation de couleur blanche est désormais disponible avec une absence de fer afin d'éviter les colorations dues au sulfate ferrique notamment lors de son utilisation sur dents antérieures.

#### 2.2.3.3.2. COMMERCIALISATION

Le Mineral Trioxyde Aggregate, commercialisé en France sous le nom de PROROOT MTA° par la firme Dentsply-Maillefer dès 1999, est un matériau d'obturation dont le concepteur est Mahmoud Torabinejad. Sa première mise sur le marché date de 1998 après son approbation par la « Food and Drug Administration » aux Etats-Unis. Il est conditionné en sachets opaques et étanches (sensible à l'humidité et à la lumière) prédosés de poudre à usage unique avec une unité d'eau stérile (90 et 29). Une boîte de ProRoot contient 5 sachets de 1 gramme et 6 réserves d'eau stérile de 0,35 gramme. Cette boîte est vendue au prix de 313 euros.

Le MTA est un produit très coûteux pour un cabinet dentaire alors que l'amalgame et les ciments oxyde de zinc renforcés sont plus abordables.

Au niveau des compositions, c'est le MTA qui possède la composition la plus proche de la dent, ce qui le rend très intéressant. De nouvelles études récentes se sont concentrées sur la mise au point d'un ciment de Portland accéléré qui cumulerait les mêmes qualités et avantages du MTA mais à un prix plus abordable.

#### 2.2.3.3.3. MODE D'UTILISATION

Il se prépare extemporanément en mélangeant un rapport d'eau stérile/poudre = 3 à la spatule sur une plaque de verre stérile. La préparation est largement facilitée par le conditionnement sous sachets pré dosés correspondant à l'unité d'eau stérile pour une utilisation, mais ceci entraîne un gaspillage important de ce produit très coûteux.

Le mélange doit prendre la consistance d'un ciment qui devient sableux quand il se déshydrate. La manipulation est difficile car le matériau n'est pas auto adhérent et n'adhère pas non plus aux instruments.

Il se dilue en présence d'humidité, c'est pourquoi on doit l'appliquer dans une cavité séchée avec des pointes de papiers pour pouvoir le condenser. Les excès sont ensuite retirés et



la surface est polie par brunissage.

La prise du matériau se fait ensuite en milieu humide et prend minimum quatre heures. La prise complète prend 72 heures (90) ce qui rend le matériau vulnérable pendant tout ce temps. Des travaux sont actuellement en cours pour permettre la modification de la formule afin d'améliorer le temps de prise, comme ceux de Aquilina (1999) par l'adjonction de chlorure de calcium au ciment de Portland.

Après avoir placé le matériau dans la cavité, il est nécessaire de réaliser une radiographie afin de contrôler les débordements, le bon emplacement et l'adaptation du matériau.

Le MTA présente une consistance difficile à travailler et le temps de prise est trop long. L'IRM a tendance à s'écailler lors de sa manipulation. Pour ce qui est de l'amalgame la gestion des excès reste complexe et on ne peut le polir dans la séance. L'EBA semble être le matériau le plus facile d'emploi et le fait qu'il est adhérent à lui même permet d'améliorer sa condensation et donc ses propriétés mécaniques et chimiques. Le système de capsules pré dosées permet de faciliter le travail de préparation du matériau assuré par l'assistante mais ne permet pas d'obtenir la consistance voulue et personnelle à chaque praticien.

Dans cette étude nous avons volontairement sélectionné quatre matériaux : l'amalgame correspondant à la première génération, les ciments ZOE renforcés à la deuxième génération et le MTA représentant la troisième génération de produits utilisés à rétro car ils sont les seuls à réunir assez de qualités pour être utilisés. Cependant d'autres matériaux existent.

#### **2.2.3.4. LES CIMENTS VERRE-IONOMÈRES (CVI)**

Les CVI sont des matériaux développés par Wilson et Kent résultant d'une réaction acide-base (64).

##### **Caractéristiques**

Le principal avantage de ces ciments est leur liaison chimique avec la dentine par un phénomène de chélation. Ils sont aussi biocompatibles. Leur poids moléculaire élevé limite la diffusion du produit dans les tubulis dentinaires, mais ils présentent deux inconvénients majeurs :

→ leur sensibilité à l'humidité (surtout dans les deux premières minutes)

affecte la qualité du scellement et nécessite une cavité *a retro* absolument sèche,

→ la biodégradabilité du matériau est accélérée par le caractère hydrophile du CVI.

#### Biocompatibilité

L'obtention d'un tissu granulomateux au contact du matériau plutôt qu'une capsule fibreuse initiatrice d'une cicatrisation ou d'une régénération cémentogène limite l'utilisation des CVI (53). Même si de nombreuses études font état de la qualité du scellement obtenue après mise en place d'un CVI en obturation *a retro* (8), les conditions d'insertion sont trop restrictives pour que ce matériau soit recommandé pour une utilisation systématique.

### **2.2.3.5. LES COMPOSITES**

Les composites sont des biomatériaux résultant de l'association d'une matrice organique et de charges minérales de taille et de composition variables, unies par un silane. Bien que ces matériaux présentent des aspects intéressants pour une obturation *a retro* (ils sont insolubles en bouche, l'absorption d'eau est faible), ils présentent deux inconvénients majeurs. Ils sont sensibles à l'humidité, ce qui réduit fortement leur adhésion comme l'ont démontré Miles et coll en 1994 de plus la présence importante de monomères contre-indiquent leur utilisation en chirurgie apicale car cela les rend toxiques et peu propices à une réattache des tissus et à une cicatrisation apicale.

Il n'a été rapporté qu'un seul cas d'apposition cémentaire et de reconstruction du ligament par formation de fibres de Sharpey dans la littérature (2 et 93). Les adhésifs dentinaires ont une toxicité qui a été rapporté par Bruce et coll (93) et ceci d'autant plus que la polymérisation est tardive ou incomplète (72).

### **2.2.3.6. LA GUTTA-PERCHA**

Certains auteurs (76) ont décrit une technique de préparation de la cavité *a retro* en sectionnant la racine perpendiculairement à son grand axe et non en biseau comme pour les autres matériaux. Cette préparation faciliterait la mise en place de la gutta-percha associée à un ciment endocanalair et diminuerait le stress transmis aux tissus péri-apicaux (76).

Néanmoins, l'obturation *a retro* à l'aide de la gutta-percha présente comme principaux inconvénients :

→ d'être sensible à l'humidité

→ un scellement très dépendant de sa structure, de son degré de condensation et de la quantité et de la qualité du ciment de scellement utilisé (contenant bien souvent du zinc et de l'eugenol irritant).

Le scellement gutta-percha/dentine a tendance à s'ouvrir quand le matériau est coupé, bruni ou chauffé (4). Là encore ce matériau ne sera plus préconisé comme matériau d'obturation à rétro.

#### 2.2.4. LES RÉSULTATS CLINIQUES

Nous disposons de peu d'études de suivi clinique concernant les matériaux rétrogrades, notamment parce que certains n'ont été que très récemment mis sur le marché.

Pantshev et coll (1994) obtiennent à partir d'une étude radiographique et clinique les chiffres suivants :

	EBA	amalgame
Succès avec régénération Osseuse complète	57 %	52 %
Pronostic incertain	24 %	19 %
échec	20 %	29 %

Ces chiffres donnent l'avantage à l'EBA.

Dorn et Gartner (1990) ont mené une étude radiographique rétrospective sur 488 cas de dents ayant subi une apicectomie avec obturation rétrograde de 6 mois à 10 ans. C'est une des rares études sur le long terme disponible. Les résultats sont dans le tableau suivant :

Matériau	EBA	Amalgame	IRM
Taux de succès	95 %	75 %	91 %

S'il n'existe pas de différences statistiques entre les taux de succès de l'EBA et de l'IRM, ces deux ciments ZOE renforcés affichent un taux de réussite significativement supérieur à celui de l'amalgame, ce qui appuie les résultats des études menées sur ces matériaux.

En ce qui concerne le MTA nous disposons de l'étude prospective de Chong et coll en 1994 (14) menée sur 103 patients traités avec de l'IRM ou du MTA et ils obtiennent ces valeurs de taux de succès :

	MTA	IRM
Taux de succès à 1 an	84 %	76 %
Taux de succès à 2 ans	92 %	87 %

Statistiquement il n'y a pas de différence entre les deux matériaux. On constate que le taux de succès des deux matériaux a augmenté avec le temps ceci est sûrement lié au fait que certains patients ont quitté l'étude après 1 an. De plus ces études laissent place à une marge d'erreur possible car il s'agit d'interprétations radiographiques.

Le taux de succès pour le MTA régulièrement annoncé dans les articles et par le fabricant approcherait les 95 % mais ceci reste à vérifier sur des études comparatives à plus

grande échelle car nous disposons de peu de recul clinique vis-à-vis de ce matériau commercialisé en 1999.

### **2.2.5. DONNÉES RÉCENTES**

Le MTA apparaît aujourd'hui l'instant comme le matériau le plus adéquat pour l'utilisation rétrograde en chirurgie apicale. Cependant son coût et son long temps de prise (90) restent des inconvénients à améliorer. C'est pourquoi la recherche se dirige vers un ciment de Portland amélioré (3). Le ciment de Portland, bien moins coûteux que le MTA, possède la même composition que ce dernier excepté l'absence de bismuth ; hormis cela les 14 autres composants sont identiques à l'analyse spectrométrique (26).

Holland et coll en 2001 ont déduit que les mécanismes d'action du ciment de Portland accéléré, du MTA et de l'hydroxyde de calcium sont similaires et ils observent dans chaque cas une structure cristalline biréfringente en lumière polarisée après avoir implanté des rats avec ces matériaux dans des tubes de dentine. Ce qui signifie en d'autres termes que la composition et le mécanisme d'action semblent très similaires pour ces produits, en va-t-il de même pour leur biocompatibilité ?

En octobre 2002, Abdullah et ses collaborateurs ont évalué la biocompatibilité de deux variétés de ciment de Portland accélérés in vitro en observant la morphologie cellulaire et en objectivant les effets de ces matériaux sur l'expression des marqueurs du remodelage osseux. L'étude montre que les deux ciments ne sont absolument pas toxiques et semblent promouvoir la régénération osseuse.

Un peu plus tard Saidon et coll (2003) comparent la cytotoxicité du MTA et du ciment de Portland en les implantant dans des mandibules de porcs. Les animaux sont sacrifiés à 2 et 12 semaines et l'on n'observe aucune différence entre les deux matériaux. Tous les deux présentent une réponse inflammatoire minimale ce qui les rends biocompatibles.

Les ciments de Portland ont un temps de prise qui peut être accéléré par l'addition de

chlorure de calcium (37) ce qui les rendrait beaucoup plus faciles d'utilisation dans le domaine dentaire. Ces ciments passent les tests de biocompatibilité avec succès pour l'instant. Ces matériaux pourraient correspondre au matériau idéal pour la chirurgie rétrograde et ceci à moindre coût.

## CONCLUSION

Durant ces vingt dernières années malgré le nombre de matériaux qui ont été décrits dans la littérature pour une utilisation rétrograde nous ne disposons toujours pas du matériau idéal.

L'amalgame reste le plus fréquemment utilisé car il permet d'obtenir des résultats satisfaisants dans bien des cas et son utilisation est aisée.

Les ciments ZOE renforcés assurent cependant un taux de succès plus élevé. L'EBA est moins toxique que l'IRM car sa proportion en eugénol est diminuée. Un produit récent, le MTA, répond mieux encore aux différents tests d'étanchéité, de biocompatibilité et possède en plus la propriété d'induire la formation de tissus durs. Mais les principaux inconvénients sont le long temps de prise, la difficulté de manipulation et le coût élevé (90).

C'est pourquoi la recherche s'oriente vers une formule semblable au MTA mais à prise plus rapide et pour un coût réduit afin d'obtenir « le matériau rétrograde idéal ».

Aujourd'hui, il est encore possible de réduire les problèmes de pathologies apicales en développant la meilleure prévention possible pour éviter l'apparition de ceux-ci, en améliorant nos techniques orthogrades mais également en agissant sur le suivi des patients.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

**1. ABDULLAH M, PITT FORD TR, PAPAIOANNOV S et coll.**

An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material.  
Biomaterials 2002;**23**(19):4001-4010.

**2. ANDREASEN JO, RUD J et MUNKSGAARD EC.**

Retrograde root filling with resin and a bonding agent: preliminary histologic study of tissue reaction in monkeys.  
Dan Dent J 1989;**93**:195-197.

**3. AQUILINA JW.**

The physical properties of accelerated Portland cement.M.Sc.Project Report.  
London; University of London,1999.

**4. ARENS DE, TORABINEJAD M, CHIVIAN N et RUBISTEIN R.**

Practical lessons in endodontic surgery.  
Chicago : Quintessence books, 1998.

**5. ARNOLD JW, RUEGGERBERG FA, ANDERSON RW et coll.**

The disintegration of Super-EBa cement in solutions with adjusted pH and osmolarity.  
J Endod 1997;**23**:663-668.

**6. ASRARI M et LOBNER D.**

In vitro neurotoxic evaluation of root end filling materials.  
J Endod 2003;**29**(11):743-746.



**7. BALTO H et AL-NAZHAN S.**

Attachement of human periodontal ligament fibroblasts to 3 different root end filling materials: scanning electron microscope observation.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**95**:222-227.

**8. BARKHORDAR RA, PELZNER RB et STARK MM.**

Use of glass ionomers as retrofilling materials.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1989;**67**(6):734-739.

**9. BATES CF, CARNES DL et DEL RIO CE.**

Longitudinal sealing ability of MTA as a root end filling material.

J Endod 1996;**22**:575-578.

**10. BAUMGARTNER CJ et FALKER WA.**

Bacteria in the apical 5 mm of infected root canals.

J Endod 1991;**17**(8):380-383.

**11. BOGAERTS P et SIMON JHS .**

Lésions réfractaires après traitement endodontique adéquat.

Réal Clin 1996;**7**:322-339.

**12. CHONG BS, OWADALLY JD et WILSON RF.**

Cytotoxicity of potential retrograde root-filling materials.

Endod Dent Traumatol 1994; **3**(10):129-133.

**13. CHONG BS, OWADALLY JD, PITT FORD TR et coll.**

Antibacterial activity of potential retrograde root end filling materials.

Endod Dent Traumatol 1994;**10**:66-77.

**14. CHONG BS, PITT FORD TR et HUDSON MB.**

A prospective clinical study of MTA and IRM when used as root end filling materials in endodontic surgery.

Int Endod J 2003;**36**(8):520-526.

**15. DAHLEN G et HAASPALO M.**

Microbiology of apical periodontitis.

In : ORSTAVIK D, PITT FORD TR, Essential Endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis.

Oxford, Blackwell, 1998:106-130.

**16. DORN SO et GARTNER AH.**

Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM.

J Endod 1990; **16**(8):391-393.

**17. DORN SO et GARTNER AH.**

Surgical endodontic and retrograde procedure.

Curr Opin Dent 1992;**1**:750-753.

**18. DOUGERTHY WJ , BAE KS et BAUMGARTNER JC .**

Black pigmented bacteria in coronal and apical segments of infected root canals.

J Endod 1998;**24**:356-358.

**19. DWYER TG et TORABINEJAD M.**

Radiographic and histologic evaluation of endodontin on the periapical tissues of the cal.

J Endod 1981;**7**:31-35.

**20. ECONOMIDES N, PANTELIDOV O, KOKKAS A et coll.**

Short term periradicular tissue response to MTA as root end filling material.

Int Endod J 2003; **36**(1):44-48.

**21. EXBRAYAT P.**

Question C.E.S.: la biocompatibilité des matériaux dentaires.

J Biomat Dent, vol.13, 1998:177-202.

**22. FISHER EJ, ARENS DE et MILLER CH.**

Bacterial leakage of MTA as compared with zinc-free amalgam, IRM and Super-EBA as a root end filling material.

J Endod 1998; **24**:176-179.

**23. FOGEL HN et PEIKOFF MD.**

Microleakage of root end filling.

J Endod 2001; **27**:456-458.

**24. FRANKLIN S WEINE**

Endodontic therapy. 5è ed.

St-Louis: Mosby, 1995.

**25. FUKUSHIMA H, YAMAMOTO K, HIROATA K et coll.**

Localisation and identification of root canal bacteria in clinically asymptomatic periapical pathosis.

J Endod 1996; **16**(11):534-538.

**26. FUNTEAS UR, WALLAS JA et FOCHTMAN EW.**

A comparative analysis of MTA and Portland cement.

Aust Endod J 2003; **29**(1):43-44.

**27. GARTNER AH et DORN SO.**

Aces in endodontic surgery.

Dent Clin North Am 1992; **36**:357-378.

**28. GAUZERAN D, PERINNE H et NEBOT D.**

Chirurgie buccale: à propos du traitement chirurgical des kystes radiculo-dentaires en 1996.

Chir Dent Fr 1996;729:33-39.

**29. GLICKMAN GN et KOCH KA.**

21 st century endodontics.

J Am Dent Assoc 2000;**131**:39s-46s.

**30. HAAG R.**

Que faire devant un malade irradié.

Inf Dent 1978;**39**:23-26.

**31. HAGLUND R, JIANIAG HE, JARVIS J et coll.**

Effects of root end filling materials on fibroblasts and macrophages in vitro.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**95**:739-745.

**32. HARTY FJ, PARKINS BJ et WENGRAF AM.**

The success rate of apicoectomy; A retrospective study of 1016 cases.

Br Dent J 1970;**129**:407-413.

**33. HAUTEVILLE**

Manuel d'odontologie chirurgicale.

Paris : Masson, 1989.

**34. HELGELAND K.**

In vitro testing of dental cements.

In: SMITH DC, WILLIAM DF, eds. Biocompatibility of dental materials. Volume 2.

Boca Raton: CRC Press, 1982:201-215.

**35. HERITIER M.**

Anatomie pathologique des dents et de la muqueuse buccale.

Paris : Masson, 1989.

**36. HOLLAND R et DE SOUZA V, NERY MJ et coll.**

Reaction of dog's teeth to root canal filling with a glass ionomer sealer.

J Endod 1999;**25**:728-730.

**37. HOLLAND R, DE SOUZA V, NERY JM et coll.**

Reaction of rat connective tissue to implanted dentine tube filled with MTA, Portland cement or calcium hydroxide.

Braz Dent J 2001;**12**:3-8.

**38. HORCH HH.**

Chirurgie buccale.

Paris : Masson, 1997.

**39. HUME WR.**

Effect of eugenol on respiration and division in human pulp, mouse fibroblasts and liver cells in vitro.

J Dent Res 1984;**63**:1262-1265.

**40. JONES OJ et LALLY ET.**

Biosynthesis of immunoglobulin isotypes in human periapical lesion.

J Endod 1980;**6**:372-377.

**41. KAGA M, SEALE NS, HANAWAT et coll.**

Cytotoxicity of amalgam.

J Dent Res 1988;**67**:1221-1224.

**42. KAKEHASHI S, STANLEY HR, FITZGERALD RJ.**

The effects of surgical exposures of dental pulp in germ-free and conventional laboratory rats.

Oral Surg 1965;**20**:340-349.

**43. KEISER K, JONSHON C et TRIPTON D.**

Cytotoxicity of MTA using human periodontal ligament fibroblasts.

J Endod 2000;**26**:288-291.

**44. KETTERING JD et TORABINEJAD M.**

Investigation of mutagenicity of MTA and other commonly used root end filling materials.

J Endod 1995;**21**:537-539.

**45. KHO E, MC DONALD F, PITT FORD T et coll.**

Cellular response to MTA.

J Endod 1998;**24**:543-547.

**46. KOPPANG H, KOPPANG G et SOLHEIM T.**

Fibers from endodontics paper points as an etiologic factor in post endodontic periapical granuloma and cysts.

J Endod 1989;**15**:349-350.

**47. KUNTZ DD, GENCO RI et GUTTUSO J.**

Localisation of immunoglobulins and the third component of complément in dental periapical lesions.

J Endod 1977;**3**:68-73.

**48. LAGIOS CD, BENSON BW, GUTMANN JL et coll.**

Comparative radioopacity of tetracalcium phosphate and other root end filling materials.

Int Endod J 2000;**33**:311-315.

**49. LAMB E, LOUSHINE R, WELLER N et coll.**

Effect of root resection on the apical sealing ability of MTA.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**95**:732-735.

**50. LAURICHESSE JM, MAESTRONI F et BREILLAT J.**

Endodontie clinique.

Paris : Cdp, 1986.

**51. LAURICHESSE JM et SANTORD JD.**

Physiopathologie du tiers apical de l'organe dentaire et thérapeutiques biologiques.

Le cône d'arrêt.

Actual Odontostomatol (Paris) 1971;**95**:319-356.

**52. LOBNER D et ASRARI M.**

Neurotoxicity of dental amalgam is mediated by zinc.

J Dent Res 2003;**82**(3):243-246.

**53. MAEDA H, HASHIGUCHI I, NAKAMUTA H et coll.**

Histological study of periapical tissue healing in the rat molar after retrofilling with various materials.

J Endod 1999;**25**(1):38-42.

**54. MALAMED SF.**

Local anesthetic considerations in dental specialities: handbook of local anesthesia.  
4th edition.

St Louis: Mosby-year Book, 1997:232.

**55. MALTSON MP, BARGER SW, BEGLEY JG et coll.**

Calcium 18, free radicals and excitotoxic neuronal death in primary cell culture.

Method Cell Biol 1995;**46**:187-216.

**56. MANGIN C, YESILSOY C, NISSAN R et STEVENS R.**

The comparative sealing ability of hydroxyapatite cement, MTA and Super-EBA as root end filling material.

J Endod 2003;**29**:261-264.



**57. MANOUKIAN F, MENCEUR S et CAMUS JP.**

Evaluation de l'étanchéité de cinq matériaux d'obturation rétrograde.  
Actual Odontostomatol (Paris) 1995;**190**:235-248.

**58. MATYSIAK M.**

Les lésions périapicales chroniques et leur immunologie.  
Actual Odontostomatol (Paris) 1982;**140**:597-615.

**59. MERYEN S et JAKEMAN KJ.**

The effects in vitro of zinc released from dental restorative materials.  
Int Endod J 1985;**18**:191-198.

**60. MILES DA , ANDERSON RW et PASHLEY DM.**

Evaluation of the bond strength of dentin bonding agents used to seal resected root apices.  
J Endod 1994;**20**(11):538-541.

**61. MOUTON C et ROBERT JC.**

Bacteriologie buccodentaire.  
Paris: Masson,1994.

**62. RAMACHANDRAN NAIR PN et SCHROEDER HE.**

Periapical actinomycosis.  
J Endod 1984;**10**(12):567-570.

**63. NOIRI Y, EHARA A, KAHAWAHARA T et coll.**

Participation of bacterial biofilm in refractory and chronic periapical periodontitis.  
J Endod 2002;**28**(10):679-683.

**64. OGOLNIK RM, PICARD B et DENRY I.**

Cahier de Biomatériaux Dentaires, 2. Matériaux organiques.

Paris : Masson, 1992.

**65. OLSEN K, AUSTIN BP, WALIA H et coll.**

Osseous reaction to implanted oxide de zinc eugenol retrograde filling materials in the tibia of rats.

J Endod 1994;**20**(8):389-394.

**66. OSORIO RM, HEFTI A, VERTUCCI F et coll.**

Cytotoxicity of endodontic materials.

J Endod 1998;**24**:91-96.

**67. PANTSHEV A, CARLSSON A-P et ANDERSSON L.**

Retrograde root filling with EBA cement or amalgam.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994;**78**:101-104.

**68. PIETTE et GOLBERG.**

La dent normale et pathologique. 1<sup>ère</sup> ed.

Bruxelles : De Boeck et Larcier, 2001:137-175.

**69. PISTORIUS A, WILLERSHAUSER B et BRISENO MARROQUIN B.**

effect of apical root end filling materials on gingival fibroblasts.

Int Endod J 2003; **36**(9):610-615.

**70. PITT FORD T, TORABINEJAD M, McKENDRY DJ et coll .**

Use of MTA for repair of furcal perforations.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1995;**79**:756-762.

**71. PITT FORD TR, ANDREASEN JO, DORN SO et coll.**

Effect of Super-EBA as a root end filling on healing after replantation.

J Endod 1995;**21**:13-15.

**72. QUILAN CA, ZISTERER DM, TIPTON KF et O'SULLIVAN MI.**

In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomere.

Int Endod J 2002;**35** (1):47-55.

**73. ROY C, JEANSOME B et GERRETS T.**

Effect of an acid environment on leakage of root end filling materials.

J Endod 2001;**27**:7-8.

**74. SAIDON SAIDON J , HE J , ZHU Q, SAFAVI K et SPANGBERG L.**

Cell and tissue reactions to trioxide aggregate and Portland cement.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;**95**:483-489.

**75. SANS AUTEURS.**

Root end filling materials in apicoectomy.

A review Refuat Hapeh Vehashinayim;2003;**20**(2):49-50,80.

**76. SAUVEUR G, SOBEL M et BOUCHER Y.**

Utilization of gutta-percha for retrograde root fillings.

Endod Dent Traumatol 2000;**16**:128-131.

**77. SCHEERER SQ, STEIMAN R et COHEN J**

A comparative evaluation of 3 root end filling materials: an in vitro leakage study using *Prevotella nigrescens*.

J Endod 2001;**27**:40-42.

**78. SCHRODER HE.**

Biopathologie des structures orales.

Paris : Cdp, 1987:125-140.

**79. SEGLEY CM et MESSER HH.**

Long term retention of a paper point in the periapical tissue : a case report.

Endod Dent Traumatol 1993;**9**:120-123.

**80. SLUICK SR, MOON PC et HARTWELL PC.**

Evaluation of setting properties and retention characteristic of MTA when used as a furcation repair material.

J Endod 1998;**25**:768-771.

**81. SMEE G, BOLANOS OR, MORSE DR et coll;**

A comparative leakage study of p-30 resin bonded ceramic, Teflon, amalgam and IRM as retrofillingseals.

J Endod 1987;**13**:117-121.

**82. SUNDQVIST G et REUTERVING LO.**

Isolation of actinomyces israelii from periapical lesions.

J Endod 1980;**5**(6):602-606.

**83. SUNDQVIST G, MOLLER AJ, FABRICIUS L et coll.**

Apical periodontitis development and bacterial response to endodontic treatment. Experimental root canal infections in monkey with selected bacterial strains.

Eur J Oral Sci 2004;**112**(3):207-215.

**84. STABHOLTZ A, SHANI J, FRIEDMAN S et coll.**

Marginal adaptation of retrograde filling and its correlation with sealability.

J Endod 1985;**11**:218-223.

**85. TANG HW, TORABINEJAD M et KETTERING.**

Leakage evaluation of root end filling materials using endotoxin.

J Endod 2002;**28**:5-7.

**86. TESTORI T, TASCHIERI S, FRANCETTI Let DEL FABBRO M.**

Effects of ultrasonic root end preparation on resected root surfaces: SEM evaluation.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;**98**(5):611-618.

**87. TOBIAS RS, RIPPIN JW, BROWNE EM et coll.**

A further study of the antibacterial properties of dental restorative materials.

Int Endod J 1988;**21**:381-392.

**88. TORABINEJAD M, HIGA R, MC KENDRY et coll.**

Dye leakage of 4 root end filling materials: effect of blood contamination.

J Endod 1994;**20**:159-163.

**89. TORABINEJAD M, HONG CU, LEE SJ et coll.**

Investigation of MTA for root end filling in dogs.

J Endod 1995;**21**:603-608.

**90. TORABINEJAD M, HONG CU , MC DONALD F et coll.**

Physical and chemical properties of a new root end filling material.

J Endod 1995;**21**:349-353.

**91. TORABINEJAD M, HONG CU, PITT FORD TR et coll.**

Antibacterial effects of some root end filling materials.

J Endod 1995;**21**:403-406.

**92. TORABINEJAD M, HONG CU, PITT FORD TR et coll.**

Cytotoxicity of 4 root end filling materials.

J Endod 1995;**21**(10):489-492.

**93. TORABINEJAD M et PITT FORD JR.**

Root end filling material : a review.

Endod Dent Traumatol 1996;**12**:161-178.

**94. TORABINEJAD M, PITT FORD R, ABEDI H et coll.**

Tissue reaction to implanted root end filling materials in the tibia and mandibule of guinea pigs.

J Endod 1998;**24**:468-471.

**95. TORABINEJAD M, PITT FORD TR, MC KENDRY D et coll.**

Histologic assesment of MTA as a root end filling in monkeys.

J Endod 1997;**23**:225-228.

**96. TORABINEJAD M, RASTEGAR AF, KETTERING JD et coll.**

Bacterial leakage of MTA as a root end filling material.

J Endod 1995;**21**:105-112.

**97. TORABINEJAD M, SMITH PW, KETTERING JD et coll.**

Comparative investigation of marginal adaptation of MTA and other commonly used root end filling materials.

J Endod 1995;**21**(6):295-299.

**98. TRONSTAD L.**

Endodontie clinique.

Paris : Flammarion, 1993.

**99. TRONSTAD L et WENBERG A.**

In vitro assessment of the toxicity of filling materials.

Int Endod J 1980;**13**:131-138.

**100. TROPE M, LOST C, SCHMITZ H et coll.**

Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;**81**:221-228.

**101. WU M, KONTAKIOTIS EC et WESSELINK PR.**

Long term seal provided by some root end filling materials.

J Endod 1998;**24**:557-560.

**102. YACCINO JM, WALKER III W, CARNES DC et coll.**

Longitudinal microleakage evaluation of Super-EBA as a root end sealing material.

J Endod 1999;**25**(8):552-554.

**103. YAMASAKI M, NAKANE A, KUMASAWA M et coll.**

Endotoxin and gram-negative bacteria in the rat periapical lesions.

J Endod 1992;**18**:501-504.

**104. ZHU Q, HAGLUND R, SAFAVI K et coll**

Adhesion of human osteoblasts on root-end fillings materials.

J Endod 2000;**26**:404-406.

**105. ZHU Q, SAFAVI K et SPANGBERG L.**

Cytotoxic evaluation of root end filling materials in cultures of human osteoblast-like cells and periodontal ligament cells.

J Endod 1999;**25**(6):410-412.



**BARBIERE (Soazic).- Les matériaux d'obturation rétrograde.-**

La chirurgie endodontique apicale a pour objectif l'élimination d'une pathologie péri-apicale. La technique prévoit le curetage de la lésion puis le scellement de l'endodonte avec un matériau d'obturation rétrograde.

Nous étudierons dans un premier temps les particularités de la région apicale et dans un second temps nous comparerons les différents matériaux utilisés pour l'obturation rétrograde en sélectionnant trois générations de produits : la première génération correspond à l'amalgame dentaire, la seconde aux ciments oxyde de zinc eugérol et la troisième aux agrégats de minéraux trioxydés.

Aujourd'hui le matériau idéal n'a pas encore été découvert mais la science se tourne désormais vers des ciments de Portland modifiés proches de la troisième génération mais répondant mieux aux exigences de la chirurgie apicale rétrograde.

Rubrique de classement : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE ET ENDODONTIE

Mots clés : Matériaux endodontiques  
Amalgame dentaire  
Obturation à rétro canal radiculaire  
Ciments  
Apicetomie

MeSH : Endodontics matériaux  
Dental amalgam  
Retrograde obturation  
Cements  
Apicectomy

JURY :  
Président : Monsieur le Professeur A.JEAN  
Assesseurs : Monsieur le Professeur A.DANIEL  
Mademoiselle le Docteur V.ARMENGOL  
Directeur : Monsieur le Docteur D.MARION

ADRESSE DE L'AUTEUR  
soazbarbiere@hotmail.com