

UNIVERSITÉ DE NANTES

UNIVERSITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2013

N°005

**ÉTUDE COMPARATIVE
DES PROPRIÉTÉS ET DES INDICATIONS
DU MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE
ET DE LA BIODENTINE™**

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

*Présentée
et soutenue publiquement par*

LEGAY Simon

Né le 24 Janvier 1987

Le 9 avril 2013 devant le jury ci-dessous :

*Président
Assesseur
Assesseur*

Madame le Professeur Fabienne PÉREZ
Madame le Docteur Cécile DUPAS
Madame le Docteur Valérie ARMENGOL

Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Dominique MARION

**Par délibération en date du 6 décembre 1972,
le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté
que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées
doivent être considérées comme propres à leurs auteurs
et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.**

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr. Olivier LABOUX
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr. Yves AMOURIQ
Assesseurs	Dr. Stéphane RENAUDIN Pr. Assem SOUEIDAN Pr. Pierre WEISS
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur Yves AMOURIQ Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur JEAN Alain	Monsieur Philippe LESCLOUS Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOHNE Wolf (<i>Professeur Emérite</i>)	Monsieur BOULER Jean-Michel
Praticiens Hospitaliers	
Madame Cécile DUPAS	Madame Emmanuelle LEROUXEL
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants hospitaliers universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Monsieur DENIAUD Joël Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LAGARDE André Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Séréna Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur UNGER François Monsieur VERNER Christian	Monsieur BADRAN Zahi Madame BOÉDEC Anne Madame BORIES Céline Monsieur CAMPARD Guillaume Madame DAZEL LABOUR Sophie Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur FREUCHET Erwan Monsieur FRUCHET Aurélien Madame GOAEMAERE GALIERE Hélène Monsieur LANOISELEE Edouard Madame MALTHIERY Eve Monsieur MARGOTTIN Christophe Madame MERAMETDJIAN Laure Madame ODIER Amélie Monsieur PAISANT Guillaume Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan Monsieur TOURE Amadou (Assistant associé)

Février 2013

Pr Fabienne PÉREZ

Docteur en chirurgie dentaire.

Professeur des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins d'enseignement et de recherche dentaires.

Docteur de l'université de Toulouse 3.

Habilitation à Diriger des Recherches.

Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie.

Chef du Service d'Odontologie Conservatrice et Pédiatrique.

- NANTES -

Pour me faire l'honneur de présider ce jury et pour votre grande expérience, je vous prie de croire en l'expression de ma considération distinguée et de mes sincères remerciements.

Dr Cécile DUPAS

Docteur en chirurgie dentaire.

Ancien assistant hospitalo-universitaire.

Praticien hospitalier des centres de soins d'enseignement et de recherche dentaires.

Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie.

- NANTES -

Pour m'avoir donné goût à l'odontologie conservatrice lors des travaux pratiques de deuxième année, pour votre disponibilité et pour avoir accepté de siéger au sein de ce jury, veuillez trouver ici l'expression de mes respectueux remerciements.

Dr Valérie ARMENGOL

Docteur en chirurgie dentaire.

Maitre de conférences des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins d'enseignement et de recherche dentaires.

Docteur de l'université de Nantes.

Département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie.

- NANTES -

Pour m'avoir enseigné l'endodontie, pour vos conseils avisés en pratique clinique, pour avoir si bien parrainé notre promotion, pour avoir siégé dans ce jury, je vous prie de croire en l'expression de mes plus sincères remerciements.

Dr Dominique MARION

Docteur en chirurgie dentaire.

Maître de conférences des universités.

Praticien hospitalier des centres de soins d'enseignement et de recherche dentaire.

Chef du département d'Odontologie Conservatrice – Endodontie.

- NANTES -

Pour avoir accepté de diriger ce travail, pour m'avoir aidé dans sa conception, pour m'avoir encouragé, pour votre grande expérience, vos conseils avisés et votre disponibilité, veuillez croire en l'expression de ma sincère reconnaissance et de mes respectueux remerciements.

À Tifenn, mon épouse, qui a su me soutenir pendant toutes ces années.

Notre amour et nos projets ont fait naître mon ambition.

*À mes parents, pour m'avoir guidé vers ce cursus et donné les
moyens de l'entreprendre.*

Votre inconditionnel soutien me permet de me réaliser.

À mes grands-parents.

À mes frères.

À ma sœur.

À ma famille.

À ma belle famille.

À mes amis,

Xavier, pour toutes ces heures passées ensemble lors de la
réalisation de ce travail,
Pour tous les moments partagés pendant nos études,
Pour ton rire.

Édouard, pour tous ces instants, dont de nombreux en terrasse,
Pour s'être soutenus pendant les périodes de révision,
Pour nos éclats de rire.

Pierre S, pour avoir été le premier de mes amis en dentaire,
Pour ta science de la synthèse,
Pour les mardis soirs.

Lahiri, pour ton humour et ton sens de la relativisation,
Pour tous les moments partagés.

Victoire-Eugénie, Luc, tous mes binômes, tous les membres de
ma promotion,
Qui ont rendu si agréable mon séjour à la faculté.

Je vous remercie.

TABLE DES MATIERES

Introduction	13
I – Le Mineral Trioxide Aggregate.....	15
I.1 – Historique	15
I.2 – Composition	15
I.3 – Propriétés physico-chimiques	17
I.3.1 – Réaction de prise.....	17
I.3.2 – Temps de travail.....	19
I.3.3 – Temps de prise.....	19
I.3.4 – pH.....	20
I.3.5 – Solubilité.....	21
I.3.6 – Radio-opacité.....	21
I.4 – Propriétés mécaniques.....	22
I.4.1 – Résistance aux contraintes.....	23
I.4.1.1 – Compression	23
I.4.1.2 – Flexion	23
I.4.1.3 – Adhérence ou résistance au délogement	23
I.4.1.4 – Force de liaison.....	23
I.4.1.5 – Micro-dureté.....	24
I.4.2 – Étanchéité, adaptation marginale et infiltration.....	24
I.4.3 – Rapports et interactions avec d’autres matériaux	25
I.5 – Propriétés biologiques.....	25
I.5.1 – Effet antimicrobien.....	25
I.5.2 – Effet sur l’immunité.....	26
I.5.3 – Biocompatibilité.....	26
I.5.3.1 – Mutagénicité.....	26
I.5.3.2 – Neurotoxicité et effets neurologiques	26
I.5.3.3 – Effets sur la vascularisation	27
I.5.3.4 – Cytotoxicité sur culture cellulaire	27
I.5.4 – Effets inducteurs et Bioactivité	27
I.5.4.1 – Sur le complexe dentino-pulpaire	28
I.5.4.2 – Sur le parodonte profond	28
I.6 – Indications.....	29
I.6.1 – Préservation de la vitalité pulpaire	30
I.6.1.1 – Coiffage pulpaire direct.....	30
I.6.1.2 – Pulpotomie.....	31

I.6.2 – Apexification	31
I.6.3 – Traitement des perforations	32
I.6.4 – Traitement des résorptions	33
I.6.5 – Obturation <i>a retro</i> en chirurgie péri-apicale	33
I.7 – Inconvénients.....	34
I.7.1 – Dyscoloration.....	34
I.7.2 – Présence d’arsenic	34
I.7.3 – Coût.....	35
I.7.4 – Difficulté d’utilisation.....	35
I.7.5 – Temps de prise	35
I.8 – Présentation des différents types de MTA.....	35
I.8.1 – ProRoot® de Dentsply-Maillefer.....	35
I.8.2 – MTA-Angelus® d’Angelus®	36
I.8.3 – MM-MTA™ de Micro-Mega®	37
II – La Biodentine™	38
II.1 – Historique	38
II.2 – Composition	38
II.3 – Propriétés physico-chimiques.....	39
II.3.1 – Réaction de prise	39
II.3.2 – Temps de travail et Temps de prise.....	40
II.3.3 – pH.....	41
II.3.4 – Porosité.....	42
II.3.5 – Radio-opacité	43
II.4 – Propriétés mécaniques	44
II.4.1 – Résistance aux contraintes	44
II.4.1.1 – Compression.....	44
II.4.1.2 – Flexion.....	45
II.4.1.3 – Micro-dureté.....	45
II.4.2 – Étanchéité, adaptation marginale et infiltration	45
II.4.2.1 – Résistance en milieu acide	45
II.4.2.2 – Micro-infiltrations.....	46
II.4.2.3 – Interfaces en microscopie électronique.....	47
II.4.3 – Rapport et interactions avec d’autres matériaux.....	49
II.5 – Propriétés biologiques	49
II.5.1 – Biocompatibilité.....	49
II.5.1.1 – Cytotoxicité	49
II.5.1.2 – Mutagénicité.....	49
II.5.1.3 – Autres tests	50

II.5.2 – Effet inducteur sur le milieu et Bioactivité	50
II.5.2.1 – Coiffage pulpaire direct in vitro sur dents humaines.....	50
II.5.2.2 – Coiffages pulpaire indirect et direct sur animaux	51
II.5.3 – Effet anti-bactérien	52
II.6 – Indications	52
II.6.1 – Coronaires	53
II.6.1.1 – Restauration amélo-dentinaire non définitive.....	53
II.6.1.2 – Restauration dentinaire définitive	53
II.6.1.3 – Restauration de lésions cervicales radiculaires	53
II.6.1.4 – Conservation de la vitalité pulpaire : coiffage et pulpotomie.....	53
II.6.2 – Endodontiques.....	55
II.7 – Inconvénients	55
II.7.1 – Temps de prise	55
II.7.2 – Faible recul clinique	55
II.8 – Présentation du matériau	56
III – Comparaison des deux matériaux	58
III.1 – Composition	58
III.2 – Propriétés physico-chimiques	59
III.3 – Propriétés mécaniques	59
III.4 – Propriétés biologiques.....	60
III.5 – Indications.....	61
III.6 – Présentation	62
IV – Analyse critique de la littérature	63
IV.1 – Analyse des revues de synthèse.....	68
IV.2 – Analyse des articles thérapeutiques	70
IV.3 – Analyse des études in vitro	71
IV.4 – Discussion	74
Conclusion	76
Références bibliographiques	78
Références iconographiques	85
Table des tableaux	87

INTRODUCTION

Le succès d'une thérapeutique d'odontologie conservatrice réside dans la conservation de la vitalité pulpaire et la restitution pérenne des fonctions de la dent traitée. Celui du traitement endodontique résulte de l'obturation définitive, tridimensionnelle, complète et hermétique du système endocanaire, succédant à sa désinfection. L'objectif de ces traitements, s'associant à une stratégie de prise en charge pluridisciplinaire, est la conservation de l'organe dentaire. À terme, ce dernier pourra être reconstitué par insertion d'un matériau de restauration, ou par son intégration à une réhabilitation prothétique aussi bien conjointe qu'adjointe.

Malgré le respect de protocoles rigoureux, il est possible d'être confronté à des complications endodontiques qui, pour certaines, peuvent être à l'origine de communications entre l'endodonte et le parodonte (profond ou superficiel). S'ajoutant à ces perforations iatrogènes, des phénomènes pathologiques tels que les résorptions endodontiques (externe, interne ou combinée), peuvent eux aussi autoriser le passage de micro-organismes entre le système endocanaire et les tissus environnants. La perte de la vitalité pulpaire d'une dent immature n'ayant pas achevée son édification radiculaire, laissant des racines à apex ouverts, compromet la possibilité d'une obturation efficace de ces dernières. Tous ces processus mettent en jeu le pronostic de la dent concernée. C'est la raison pour laquelle il est nécessaire que le praticien ait à sa disposition un arsenal thérapeutique lui permettant de remédier à ces problèmes : les matériaux de réparation endodontique.

Les ciments à base calcique sont utilisés dans la pratique odontologique depuis de nombreuses décennies. L'hydroxyde de calcium (Ca(OH)_2) est le plus répandu de cette catégorie. Il est la référence actuelle pour les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct, le comblement des perforations et résorptions endodontiques, ainsi que pour l'apexification.

Depuis une douzaine d'années, un nouveau type de matériau est proposé aux opérateurs pour les mêmes indications : les ciments à base de silicate de calcium hydraté. Le Mineral Trioxide Aggregate (MTA) en est actuellement le représentant le plus utilisé.

Un nouveau ciment à base de silicate de calcium, la Biodentine™, mis sur le marché en 2010, est proposé pour les mêmes indications que l'hydroxyde de calcium et le MTA, auxquelles s'ajoute la possibilité de l'utiliser comme substitut dentinaire définitif ou amélo-dentinaire transitoire. Son fabricant annonce un temps de prise nettement plus court, une mise en œuvre et une manipulation plus aisée, ainsi qu'un coût très inférieur au MTA. Ces arguments pourraient orienter facilement les praticiens vers cette nouveauté.

Il paraît donc nécessaire d'effectuer une confrontation du MTA et de la Biodentine™, par une comparaison de leurs propriétés et de leurs indications, dans le but de faire ressortir leurs avantages et inconvénients, et d'éventuellement permettre au clinicien d'envisager une utilisation privilégiée de l'un de ces ciments en fonction de la situation clinique.

Ce travail se basera sur une étude comparative de la littérature disponible au sujet de ces deux matériaux. Une description non-exhaustive de la composition de chacun d'entre eux sera effectuée en premier lieu. Leurs propriétés et leurs indications seront ensuite décrites puis comparées. Il sera proposé en dernière partie, afin de jauger le niveau de preuve des sources utilisées, une analyse critique de la littérature.

I – LE MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE

I.1 – HISTORIQUE

Ce matériau est développé à partir du ciment Portland, matériau de construction breveté en 1824 par le britannique Joseph Aspdin. Le Mineral Trioxide Aggregate (MTA) est élaboré en 1993 par le Dr Mahmoud Torabinejad, endodontiste et chercheur dans le domaine, aidé de son équipe de l'université de Loma Linda en Californie (35, 67).

Dentsply-Maillefer, société américaine, obtient l'autorisation de l'US Food and Drug Administration en Février 1998 permettant la commercialisation et l'utilisation du MTA pour ses indications endodontiques. Il est commercialisé sous le nom de ProRoot® MTA (68).

Par la suite, deux autres types de MTA voient le jour : celui de la firme brésilienne Angelus® en 2001, et plus récemment, en 2011, le MM-MTA™ de l'entreprise française Micro-Méga® (7, 25, 26, 48, 49).

I.2 – COMPOSITION

Il se présente sous forme d'une poudre de fines particules hydrophiles. Elles se fixent en présence d'humidité fournie par l'adjonction d'eau stérile avec un ratio poudre liquide de 3/1 (53, 59). Les éléments entrant dans sa composition sont, par ordre décroissant en terme de proportion : le calcium (Ca), l'oxygène (O), le carbone (C), le bismuth (Bi), le silicium (Si), le fer (Fe), le magnésium (Mg) et l'aluminium (Al) (22, 23).

La base de la composition des différents types de MTA est le ciment Portland, lui-même composé de silicate dicalcique (Ca_2SiO_4), silicate tricalcique (Ca_3SiO_4), gypse ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, composant principal du plâtre) et d'aluminoferrite tétracalcique ($\text{Ca}_4\text{Al}_2\text{Fe}_2\text{O}_{10}$). Il représente environ 80% de la composition du ProRoot® MTA et du MTA-Angelus® (22, 59, 67).

Le second composant, représentant 20% de la composition, est l'oxyde de bismuth (Bi_2O_5), qui confère au MTA sa radio opacité (22,67).

D'autres composés sont retrouvés à l'état de trace : l'oxyde de silicium ou quartz (SiO_2), l'oxyde de calcium ou chaux vive (CaO), l'oxyde de magnésium ou magnésie (MgO), le sulfate de potassium (K_2SO_4) et le sulfate de sodium (Na_2SO_4) (59).

Le MM-MTA™ possède en plus dans sa composition du carbonate de calcium (CaCO_3) qui, selon le fabricant, accélère la prise du matériau (48).

Le MTA et le ciment Portland ayant des compositions très similaires, leurs propriétés in vitro et in vivo sont semblables. Cependant, les différences dans la composition du MTA par rapport au ciment Portland sont les suivantes (53, 59, 67) :

- Présence d'oxyde de bismuth.
- 50% de gypse en moins.
- Moins d'aluminoferrite tétracalcique.
- Moins de métaux lourds.
- Particules plus petites.
- Processus de purification supplémentaire.

Le gypse et l'aluminoferrite tétracalcique (de façon moindre) sont des facteurs diminuant le temps de prise du matériau (59).

Le MTA vit d'abord le jour de couleur grise. Pour palier aux problèmes esthétiques engendrés par la teinte du matériau, les fabricants commercialisent également du MTA de couleur blanche. Gray-MTA (GMTA) et White-MTA (WMTA) sont ainsi différenciables depuis 2002 (53, 59).

Des agents supprimant l'oxyde de magnésium et la phase ferrique, responsable de la couleur du GMTA, sont utilisés pour produire le WMTA (67, 59).

Les particules qui composent ce dernier sont 8 fois plus petites, augmentant la surface de contact avec le liquide, favorisant l'interaction avec les molécules d'eau et de ce fait le taux d'hydratation. Par conséquent, au même ratio poudre liquide, le WMTA possède une viscosité supérieure et une meilleure cohésion, facilitant la mise en place (22,53).

I.3 – PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES

I.3.1 – REACTION DE PRISE

Elle est responsable du développement des propriétés mécaniques du matériau et résulte d'une réaction d'hydratation des silicates di- et tricalciques lors de l'adjonction d'eau stérile à la poudre. Il se forme un gel colloïdal évoluant vers une structure solide en 3-4h (59).

Cette hydratation entraîne la formation d'hydroxyde de calcium (Ca(OH)_2) et de silicate de calcium hydraté ($\text{Ca}_3[\text{Si}_6\text{O}_{15}]\cdot 6(\text{H}_2\text{O})$). Le taux de silicate de calcium diminue par la formation d'un précipité calcique, à l'origine du relargage d'hydroxyde de calcium, responsable de la forte alcalinité du matériau (53).

L'humidité des tissus environnants favorise cette réaction (59).

Le MTA se solidifie de façon similaire aux autres ciments minéraux : d'abord par dissolution des particules anhydres, puis par cristallisation des molécules hydratées. La structure du matériau hydraté est constituée par emboîtement de deux types de cristaux, cubiques et aciculaires (Figure 1). Ces derniers forment des faisceaux bien délimités occupant l'espace entre les cristaux cubiques pour former une structure solide (59).

Le mélange de la poudre de MTA avec des liquides autres que l'eau, ainsi que l'adjonction de certains additifs, permettent de modifier le temps de prise et les propriétés mécaniques (Tableau 1) (59).

Solution utilisée	Temps de prise	Résistance à la compression
Hypochlorite de sodium (NaOCl) Chlorure de calcium (CaCl_2) Lubrifiant à base d'eau	Diminué	Diminuée significativement
Sérum physiologique Lidocaïne	Augmenté	Diminuée non significativement
Gluconate de chlorhexidine	Pas de prise	X

Tableau 1 : Effets de la substitution de l'eau stérile par d'autres solutions lors de la préparation de MTA d'après l'étude de Kogan P et coll, J Endod, 2006.

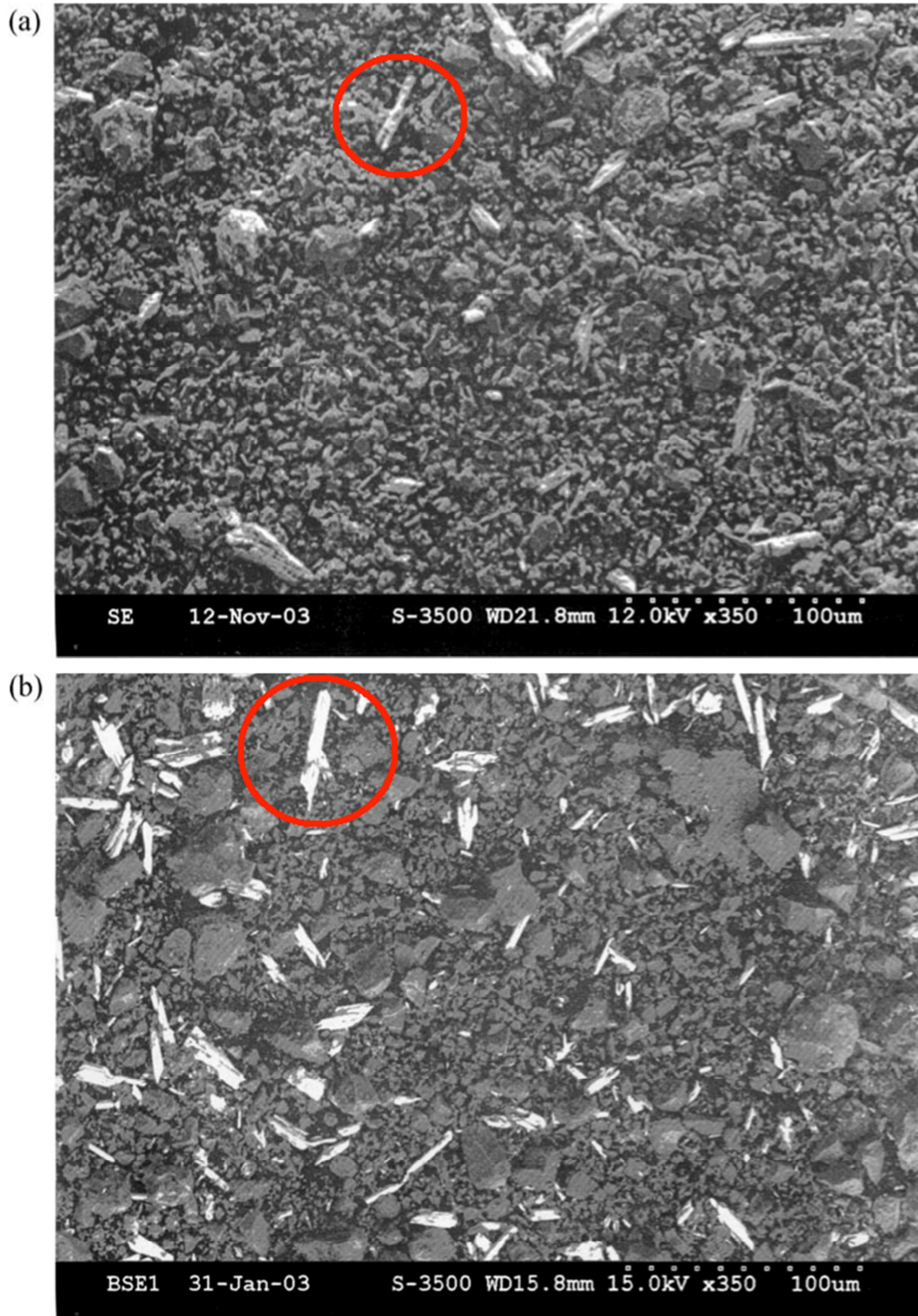


Figure 1: (a) Image de WMTA en microscopie électronique à balayage par électrons secondaires, grossissement x350, mettant en évidence de petites particules irrégulières parsemées de particules allongées en forme d'aiguilles (cercle rouge).

(b) Image de GMTA en microscopie électronique à balayage par électrons rétrodiffusés, grossissement X350, mettant en évidence de petites particules irrégulières avec un nombre plus important de grosses particules, ainsi que des particules aciculaires (cercle rouge). D'après Camilleri J et coll, Dent Mat, 2005.

Il est de ce fait possible pour l'opérateur de considérer l'existence d'autres solutions en prenant en compte le rapport gain thérapeutique / propriétés physiques et mécaniques du matériau. La prise étant issue d'une réaction d'hydratation, l'eau doit être présente en quantité suffisante (59). C'est pourquoi il est nécessaire d'adjoindre une boulette de coton humide au contact du ProRoot® MTA lors de sa mise en place.

L'analyse de la réaction de prise du WMTA en spectroscopie par diffraction des rayons X met en évidence la multiplication par 3 du taux de soufre et de potassium à la surface du matériau formant une couche passive. Elle affecterait le temps de prise en faisant obstacle à la réaction d'hydratation et jouerait à la fois un rôle protecteur en préservant le matériau pris de l'humidité environnante (59).

Le relargage d'hydroxyde de calcium diminue de façon lente, corrélé à la formation d'une matrice poreuse, se caractérisant par l'apparition de canaux autorisant la circulation d'eau. La diminution du ratio poudre liquide est donc à l'origine d'une augmentation de la porosité et de la solubilité du matériau (59).

I.3.2 – TEMPS DE TRAVAIL

Le temps de travail moyen est de 5 minutes.

Il peut être prolongé par l'apposition d'une gaze humide sur le matériau pendant son utilisation afin de limiter le phénomène d'évaporation (22).

Selon son fabricant, le MTA Fillapex® d'Angelus, utilisé comme matériau d'obturation endodontique, a un temps de travail prolongé, adapté à son utilisation, soit 35 minutes (7).

I.3.3 – TEMPS DE PRISE

Le temps de prise moyen est de 165 +/- 5 minutes.

Il est plus long que celui de l'amalgame, du super-EBA® et de l'IRM® (Intermediate Restorative Material). Ce long temps de prise est considéré par les cliniciens comme l'inconvénient majeur de ce matériau (53).

La prise du GMTA serait légèrement plus longue que celle du WMTA (53).

Le temps de prise du ProRoot® MTA est de 4 heures (22).

Celui du MTA-Angelus®, selon son fabricant, contenant moins de sulfate de calcium, serait ramené à 15 minutes. Il est donc déconseillé pour l'obturation canalaire. Le MTA Fillapex® d'Angelus possède un temps de prise de 130 minutes, lui permettant d'être utilisé pour cette indication (7, 22).

D'après son fabricant, le MM-MTA™ à un temps de prise de 20 minutes, lui permettant en une seule séance, d'être mis en place et recouvert par un matériau d'obturation. Son temps de prise net serait cependant de 2 heures (48).

La prise complète du matériau, se traduisant par une amélioration des propriétés mécaniques, s'étend jusqu'au 21^{ème} jour après la mise en place (59).

Le temps de prise peut-être influencé par l'utilisation d'une solution autre que l'eau pour réaliser le mélange (Tableau 1).

I.3.4 – pH

La forte alcalinité du MTA serait à l'origine de ses propriétés biologiques (53, 59). Après le mélange, le pH est de 10,2. Trois heures plus tard, il est de 12,5. La production d'hydroxyde de calcium est à l'origine de cette élévation du pH. Il reste stable au minimum pendant les premières 22 heures suivant la préparation du matériau (24, 31, 53, 59).

Une heure après le mélange, le WMTA possède un pH significativement plus élevé que le GMTA (53).

Une étude réalisée pendant 78 jours démontre que le MTA conserve un pH alcalin compris entre 11 et 12 (29).

I.3.5 – SOLUBILITE

Selon Torabinejad et coll, en 1995, une fois pris, le MTA est totalement insoluble (31).

L'augmentation du ratio eau/poudre provoque une augmentation de la solubilité et de la porosité du matériau pris, corrélée à une augmentation du relargage de calcium (53).

L'adjonction d'oxyde de bismuth, molécule insoluble, diminue la solubilité du MTA (53).

Cette propriété est à l'origine d'un débat entre les différents investigateurs. La majorité des études (21, 31, 58, 65) concluent sur une solubilité très faible, voire inexistante, tandis que l'étude de Fridland et Rosado, parue en 2005 (29), démontre une augmentation de celle-ci sur une période de 78 jours. La divergence des méthodes d'évaluation utilisées dans les différentes investigations menées ne permet pas de tirer de conclusion précise.

I.3.6 – RADIO-OPACITE

Elle est équivalente à celle d'une épaisseur d'aluminium de 7,17mm (53).

Le super-EBA® (9,9mm d'Al), l'IRM® (9,3mm), la gutta percha (11mm) et l'amalgame (15,6mm) ont des radio opacités supérieures (31).

Les éléments composant le MTA ayant un faible numéro atomique, la radio opacité primaire du matériau est insuffisante, malgré la présence d'éléments ferreux. Par conséquent, de l'oxyde de bismuth (Bi_2O_3) y a été incorporé, seul ou avec du sulfate de calcium, conférant au matériau une radio opacité supérieure à celle de la dentine (Figure 2) (22, 59).

Du fait de son insolubilité, l'oxyde de bismuth ne participe pas à la réaction de prise. Il agit seulement comme agent radio opacifiant (22).

Le bismuth s'intègre dans la structure du silicate de calcium, modifiant la réaction d'hydratation en comparaison avec un ciment sans additif radio opacifiant. Par conséquent, il affecte les propriétés physiques du matériau. En 2010, Camilleri (12) démontre que d'autres radio opacifiants n'affectant pas la réaction d'hydratation du MTA pourraient-être utilisés, tels que l'or, l'argent ou l'étain.

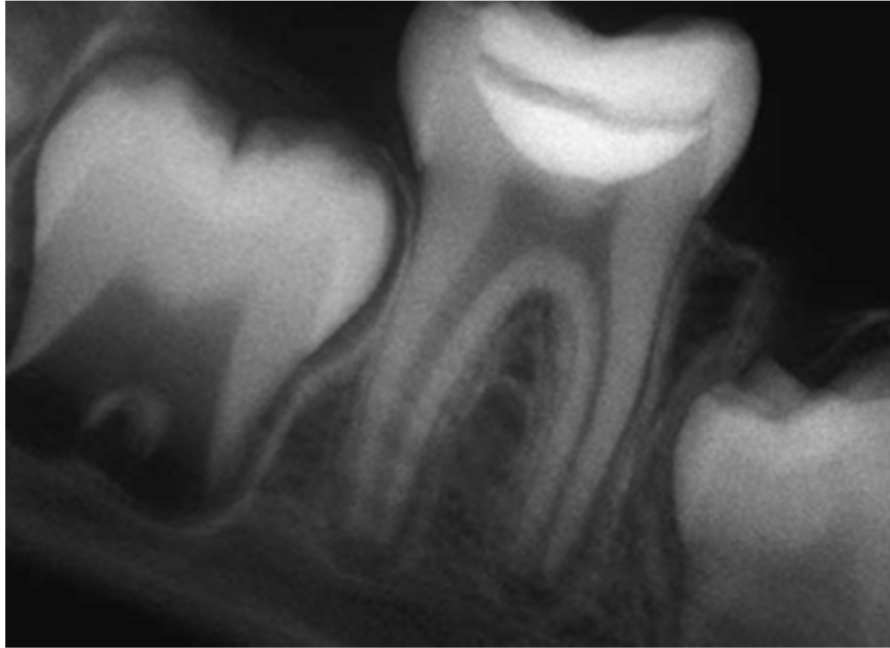


Figure 2 : Radiographie rétroalvéolaire d'une 46 immature sur laquelle à été réalisée une thérapeutique de coiffage pulpaire direct avec du ProRoot-MTA®, recouvert d'une boulette de coton humide et d'une reconstitution provisoire au composite. Bogen G et coll, JADA, 2008.

I.4 – PROPRIETES MECANQUES

De nombreux facteurs influencent les propriétés mécaniques du MTA : type de MTA, liquide utilisé et son pH, épaisseur du matériau, pression exercée lors de sa mise en place, quantité d'air emprisonné, humidité, température, pH environnant, conditions de stockage, agents mordançants et chélatants en rapport.

Le MTA développe des propriétés physiques et mécaniques optimales lorsqu'il est mis en présence de suffisamment d'humidité après sa mise en place (22, 31, 53, 59).

I.4.1 – RESISTANCE AUX CONTRAINTES

I.4.1.1 – Compression

Après 24 heures, la résistance à la compression du MTA est en moyenne de 40 MPa. Elle est significativement inférieure à celles de l'amalgame (313 MPa), du super-EBA® (60 MPa) et de l'IRM® (52MPa).

Passé le 21^{ème} jour suivant la mise en place, elle augmente vers une moyenne de 67 MPa, valeur proche de celles des ciments à base d'oxyde de zinc et eugénol (ZOE) : super-EBA® (78 MPa) et IRM® (57 MPa).

Sa résistance à la compression est insuffisante pour qu'il soit utilisé comme matériau de reconstitution coronaire en odontologie conservatrice (31, 53).

La résistance à la compression du WMTA est supérieure à celle du GMTA (22).

I.4.1.2 – Flexion

Placer une boulette de coton humide au contact du MTA pendant les premières 24 heures suivant sa mise en place, augmente sa résistance à la flexion (53).

I.4.1.3 – Adhérence ou résistance au délogement

Elle continue à augmenter après la prise initiale du matériau. Elle devient maximale au 21^{ème} jour.

Le MTA qui n'a pas atteint sa maturité complète (<21 jours), à la capacité de rétablir son adhérence après un déplacement partiel. Elle sera alors inversement proportionnelle au temps écoulé entre la mise en place et le déplacement du matériau (59).

I.4.1.4 – Force de liaison

Elle est significativement inférieure à celles des ciments verres ionomères et oxyde de zinc eugénol. Le MTA ne peut-être utilisé pour le scellement de reconstitutions corono-radiculaires (53).

I.4.1.5 – Micro-dureté

Plus le matériau mis en place est épais, plus elle est importante. Le traitement par mordantage acide et par chélatant, le manque d'humidité, un pH bas et une forte pression lors de la mise en place, ont des effets délétères sur la micro-dureté (53).

I.4.2 – ÉTANCHEITE, ADAPTATION MARGINALE ET INFILTRATION

Plusieurs études ont montré qu'en terme de résistance au passage de fluides, de colorants et de micro-organismes, le MTA possède des propriétés supérieures aux matériaux d'obturation endodontique rétrogrades, tels que l'amalgame, l'IRM® et le super-EBA®.

La légère expansion de prise dont fait preuve le matériau explique en partie cette bonne adaptation (22, 31, 52, 53).

Il se forme spontanément un précipité d'apatite à la surface du MTA lorsqu'il entre au contact d'un fluide contenant du phosphate. Les matériaux possédant une couche d'apatite forment des liaisons chimiques avec les tissus calcifiés tels que l'os et la dentine.

La formation d'apatite à l'interface MTA-dentine va favoriser une bonne étanchéité, non seulement en comblant les lacunes présentes à cette interface, mais également par la formation de dépôts d'apatite intra-tubulaire, qui vont promouvoir l'ancrage micromécanique et la nucléation de la dentine (13, 30, 37).

I.4.3 – RAPPORTS ET INTERACTIONS AVEC D'AUTRES MATERIAUX

Une résine composite ou un compomère avec un système adhésif auto-mordant, placé sur du MTA en place depuis 48 heures, adhèrera de façon moindre par rapport à une résine utilisant un système adhésif séparé du mordantage (22, 53).

Du ciment verre ionomère (CVI) placé sur du MTA en place depuis 45 minutes n'affecte pas la réaction de prise du matériau, ni ses propriétés après la prise. Une couche de sels de calcium est retrouvée à l'interface entre ces deux matériaux (22).

L'acide éthylène diamine tétraacétique ou EDTA affecte l'adhérence du MTA. Étant chélateur de cations, il perturbe les réactions impliquant des ions calcium. Il est donc nécessaire de rincer soigneusement les surfaces dentaires ayant été mises en présence de ce produit avant la mise en place du MTA (22, 53).

I.5 – PROPRIETES BIOLOGIQUES

I.5.1 – EFFET ANTIMICROBIEN

Il est principalement dû au pH élevé du MTA (22, 59).

Différents investigateurs ont étudié cette propriété par test de diffusion sur agar-agar, après mélange initial et prise finale, en comparaison avec d'autres matériaux : amalgame, ZOE et super-EBA®.

Il en est ressorti un effet antibactérien du MTA sur un certain nombre de germes anaérobies facultatifs.

En revanche, il n'a pas d'effet sur les bactéries anaérobies strictes, prédominantes dans les parodontites apicales.

L'amalgame quant à lui ne montre pas d'effet antibactérien, tandis que ZOE et super-EBA® montrent un effet sur les deux types de bactéries (22, 31, 53, 59).

Le MTA possède un effet antifongique, notamment sur *Candida albicans*. Cette propriété dépend de sa concentration (6) :

- <25mg/ml : pas d'effet pour le WMTA, mais effet pour le GMTA
- 25mg/ml : effets similaires pour les deux types de MTA jusqu'à 24 heures
- 50mg/ml : effets similaires pour les deux types de MTA pendant 72 heures.

À faible concentration, le GMTA a une efficacité plus importante que le WMTA sur *Enterococcus faecalis* et *Streptococcus sanguis* (53).

I.5.2 – EFFET SUR L'IMMUNITE

Ajouté à son effet bactéricide, le MTA favorise la réponse immunitaire aux pathogènes endodontiques. Il a été observé au cours d'une étude sur la souris, une augmentation des IgG (immunoglobulines G) et la migration de neutrophiles via l'activité macrophagique et mastocytaire (22).

I.5.3 – BIOCOMPATIBILITE

De nombreuses études in vitro et in vivo ont démontré la biocompatibilité du MTA. Les résultats d'une méta-analyse démontrent une meilleure biocompatibilité par rapport à l'amalgame, au super-EBA® et à l'IRM® (54).

I.5.3.1 – Mutagénicité

Par test sur *Salmonella typhimurium* LT-2, sensible aux différentes classes de mutagènes, il a été démontré que le MTA n'est pas mutagène (54).

I.5.3.2 – Neurotoxicité et effets neurologiques

Des études menées sur cellules cérébrales corticales de murin (chauve-souris) et sur tissu nerveux de rat n'ont montré aucun effet neurotoxique, ni aucune irritation des tissus nerveux (54).

I.5.3.3 – Effets sur la vascularisation

Le MTA n'affecte pas la cicatrisation vasculaire et la formation de néo-vaisseaux. Il induit une légère vasoconstriction dose dépendante (54, 59).

I.5.3.4 – Cytotoxicité sur culture cellulaire

Plusieurs études font ressortir le MTA comme étant le moins cytotoxique des matériaux dentaires. Il en est de même pour l'adhérence cellulaire.

Il possède l'effet antiprolifératif le plus faible, contrairement au ZOE qui possède le plus élevé.

L'hydroxyde de calcium diminue l'activité métabolique des cellules d'un facteur 3 par rapport au GMTA (54).

Sa cytotoxicité est comparable à celle du titane (54).

L'oxyde de bismuth a tendance à se dissoudre dans un environnement acide, entraînant son relargage en présence d'un milieu inflammatoire. Il altère la prolifération en culture cellulaire (53).

I.5.4 – EFFETS INDUCTEURS ET BIOACTIVITE

Le MTA favorise l'expression de nombreuses cytokines et marqueurs biologiques lorsqu'il est mis en présence des milieux dentino-pulpaire et parodontal (54) :

- IL-1 α , IL-1 β , IL-2, IL-4, IL-6, IL-8, IL-10, IL-18
- Ostéocalcine, phosphatase alcaline, sialoprotéine osseuse, ostéopontine, BMP-2, ostéonectine, nidogène-2.
- Sialoprotéine dentinaire (DSP), phosphoprotéine dentinaire (DPP), nestine
- Glycosaminoglycanes
- Collagène I
- Protéines non-collagéniques
- Adrénomédulline
- TGF- β 1 (facteur de croissance tissulaire)

- Cyclooxygénase 2 (COX-2)

La formation spontanée du précipité d'apatite à la surface du MTA (I.4.2) explique en grande partie sa biocompatibilité et sa bioactivité (52).

I.5.4.1 – Sur le complexe dentino-pulpaire

Il promeut la formation d'un pont dentinaire (15, 22, 52, 54, 59, 67).

Le MTA stimule la formation de dentine de réparation par les cellules odontoblastiques. Elles sont originaires de la différenciation de progéniteurs proliférant et s'accumulant au niveau du site de coiffage pulpaire (22, 59).

Le MTA est à l'origine de la prolifération de cellules pulpaires indifférenciées (54).

Il est biocompatible en présence d'une culture primaire de cellules pulpaires et entraîne la production de COX-2, une forte expression de collagène I et de sialoprotéine dentinaire.

La production de nestine et la formation d'une matrice extracellulaire minéralisée ont été observées (15, 54).

La formation de tissu dur par les cellules pulpaires exposées dépend en grande partie de la capacité du MTA à créer un environnement dans lequel le pouvoir de réparation inhérent à la pulpe est préservé (52).

I.5.4.2 – Sur le parodonte profond

Deux études récentes in vitro (16, 34) ont confirmé la cémento-conductivité, la cémento-inductivité et l'ostéo-conductivité du WMTA. Cette propriété est exclusive par rapport aux autres matériaux d'obturation a retro.

Il induit un phénotype ostéogénique reflété par une augmentation de l'expression de molécules intervenant dans la formation osseuse : collagène I, ostéocalcine, phosphatase alcaline, sialoprotéine osseuse, ostéopontine, BMP-2, ostéonectine, nidogène-2.

Camilleri et coll (14) ont rapporté qu'au cours d'une étude in vitro, des cellules ostéoblastiques mises en contact avec du GMTA et du WMTA réagissent de façon similaire. Cependant, Perez et coll (56) ont observé de meilleures prolifération et adhérence cellulaires sur le GMTA.

Des fibroblastes du ligament-alvéolodentaire en culture prolifèrent au contact du MTA. En revanche, ils répondent mieux au matériau mis en place depuis 24 heures par rapport à celui fraîchement mis en place (9).

I.6 – INDICATIONS

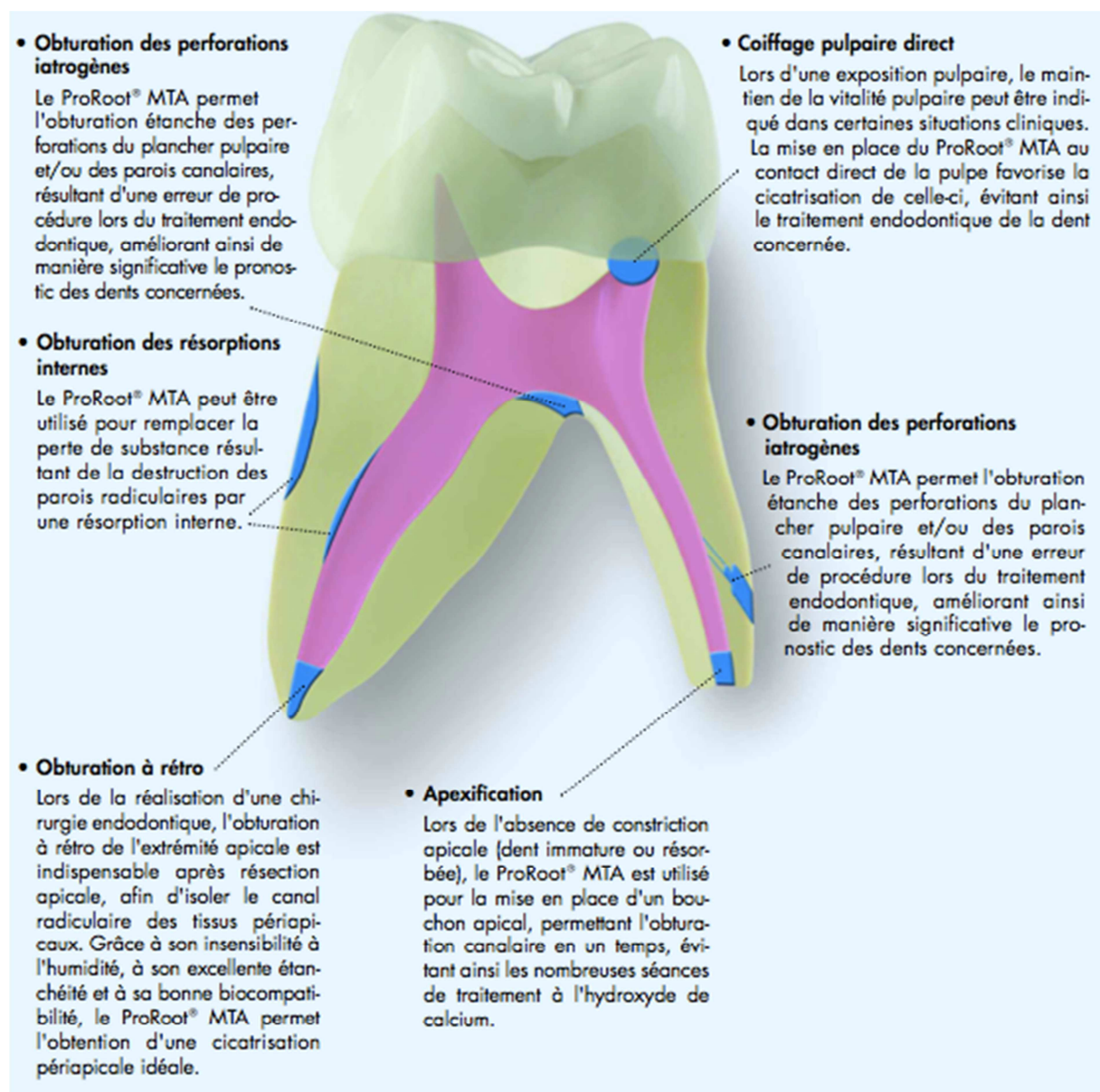


Figure 3 : Présentation schématique des indications du ProRoot® MTA par son fabricant. Dentsply-Maillefer, www.dentsply.fr.

I.6.1 – PRESERVATION DE LA VITALITE PULPAIRE

I.6.1.1 – Coiffage pulpaire direct

C'est une thérapeutique consistant à recouvrir à l'aide d'un matériau biocompatible une petite plaie pulpaire d'origine traumatique ou iatrogène (effraction pulpaire lors du curetage d'une carie). Il est réalisé sur dent temporaire (rarement) et sur dent permanente, plus souvent immature, afin de permettre l'édification radiculaire et l'apexogenèse.

Sa réalisation est réservée aux dents à pulpe saine ou en pulpite réversible limitée à la partie camérale (38).

Il a pour but de maintenir la vitalité et la fonction pulpaire après exposition au milieu extérieur. Il permet la régénération du complexe dentino-pulpaire, la cicatrisation et la guérison de la pulpe exposée, ainsi que la formation d'une bride cicatricielle de dentine de réparation ou pont dentinaire (32, 52).

Le matériau le plus utilisé aujourd'hui pour cette thérapeutique est l'hydroxyde de calcium, en préparation magistrale ou sous forme de ciment à prise rapide (ex : Life®, Dycal®).

L'inconvénient est la réaction inflammatoire de la pulpe suivant sa mise en contact avec de tels matériaux. En présence d'une pulpe inflammatoire, ils n'entraînent pas la formation d'un pont dentinaire (32).

Mejar et Cvek ont constaté en 1993 (47) un taux de réussite de 90% pour les coiffages pulpaire directs à l'hydroxyde de calcium associés à une pulpotomie partielle de 2 mm au-delà de l'excavation du tissu carieux. Cette pulpotomie permet une diminution de l'inflammation pulpaire.

Des études menées sur des animaux ont montré que le MTA induit la formation d'un pont dentinaire de manière plus significative que l'hydroxyde de calcium (32).

Après coiffage pulpaire direct par du MTA, à 5 mois, Faraco et Holland ont observé la formation d'une bride cicatricielle de dentine dans 100% des cas (32, 39).

D'après une étude randomisée, Nair et coll. affirment que le MTA est cliniquement plus simple d'utilisation, entraîne moins d'inflammation ainsi qu'une formation plus prédictible d'un pont dentinaire par rapport au Dycal®.(51).

Le MTA et les ciments apparentés à base de silicate de calcium sont les matériaux de choix pour la thérapeutique de coiffage pulpaire direct (51, 66).

I.6.1.2 – Pulpotomie

Cette technique consiste en l'excision de la pulpe camérale et la conservation de la pulpe radiculaire. Elle est préconisée lorsque l'inflammation est limitée à la pulpe camérale. Elle est réalisée sur dent temporaire ou sur dent permanente immature, avec le même objectif que le coiffage pulpaire direct, à savoir la conservation de la vitalité pulpaire (32, 38).

Deux revues systématiques de la littérature, datées de 2010, font ressortir le MTA comme étant le matériau idéal pour la pulpotomie des dents temporaires et permanentes (55, 66).

I.6.2 – APEXIFICATION

Suite à une pathologie carieuse ou traumatique, une dent permanente immature peut voir sa pulpe se nécroser, arrêtant son édification radiculaire et laissant alors des racines à apex ouverts (32).

L'apexification est l'induction de la fermeture apicale d'une dent immature dont la pulpe n'est plus vivante. Elle se fait par la formation d'ostéocément ou d'un tissu dur comparable. Son objectif est la formation d'une matrice apicale, afin de réaliser une obturation endo-canalairre complète, hermétique et définitive (10).

À l'heure actuelle, le matériau le plus utilisé est l'hydroxyde de calcium. Il présente cependant de nombreux inconvénients (32, 55) :

- nécessité d'interventions multiples pour renouveler le matériau
- risque de fracture radiculaire accru
- augmentation du risque de contamination bactérienne due aux multiples interventions et à l'obturation provisoire de la dent
- durée importante du traitement pour l'obtention d'une barrière apicale (5 à 20 mois).

Des études menées sur animaux et des rapports de cas sur dents humaines, ont montré que le MTA peut-être utilisé comme barrière apicale pour les thérapeutiques d'apexification, avec ou sans prétraitement (à visée désinfectante) à l'hydroxyde de calcium.

En effet, son excellente étanchéité, son insolubilité, sa biocompatibilité, sa bioactivité osseuse et cémentaire, en font un matériau de choix pour cette indication.

Son efficacité en tant que barrière apicale permet l'obturation canalaire définitive lors de la séance suivant sa mise en place (32, 54, 55, 59).

I.6.3 – TRAITEMENT DES PERFORATIONS

Les perforations peuvent être d'origine iatrogène ou provenir de l'évolution d'une pathologie préexistante. Elles peuvent être situées au niveau du plancher pulpaire ou à tout niveau du canal (46).

Les étiologies les plus fréquentes sont (32, 46, 57) :

- la recherche d'un canal
- la réalisation d'une cavité d'accès excessive
- l'utilisation d'instruments rigides lors de l'instrumentation endodontique de première ou de deuxième intention
- la perte de l'axe canalaire lors de la réalisation d'un logement de tenon
- la complication d'un phénomène de résorption interne et/ou externe.

Le pronostic de la dent est alors engagé car cette communication autorise le passage de micro-organismes de l'endodonte vers le parodonte, et inversement (32).

Des études menées sur animaux et des rapports de cas sur dents humaines ont montré une plus grande efficacité du MTA lors du comblement de perforations radiculaires et du plancher, par rapport à la gutta-percha, l'amalgame, le SuperEBA®, le Cavit®, l'IRM® et le ZOE (32, 55).

Le MTA est un matériau de choix pour le traitement des perforations. Il permet un comblement étanche de la communication entre endodonte et parodonte, tout en étant vecteur de la régénération du parodonte (cément, os, ligament) environnant (32, 54, 55).

I.6.4 – TRAITEMENT DES RESORPTIONS

Les résorptions radiculaires pathologiques sont des processus complexes de destruction des tissus dentaires, d'étiologies multiples, de diagnostic difficile, résultant de l'action de cellules clastiques.

Elles peuvent-être :

- interne : soit inflammatoire, soit de remplacement
- externe : soit inflammatoire, soit de remplacement, soit de surface
- interne et externe combinées.

Si elles ne sont pas prises en charge à temps, il peut en résulter une perforation, une fracture, voire la résorption complète de l'organe dentaire (60).

Plusieurs séries de cas ont montré le succès de l'utilisation du MTA pour des traitements chirurgicaux et non-chirurgicaux de résorptions externes et internes (55).

I.6.5 – OBTURATION A *RETRO* EN CHIRURGIE PERI-APICALE

La chirurgie péri-apicale est indiquée pour les situations dans lesquelles il est impossible de traiter les pathologies péri-radiculaires et/ou péri-apicales par voie orthograde. Son objectif est l'élimination par voie chirurgicale des tissus dentaires et parodontaux infectés ou potentiellement infectés, ainsi que le scellement de l'endodonte. L'obturation canalaire *a retro* est un élément clef dans la réussite de cette thérapeutique (27, 32).

Ses quatre indications primaires sont les suivantes (8) :

- déficience du traitement orthograde de première intention
- persistance ou aggravation d'une lésion péri-apicale après obturation complète par voie orthograde
- aberrations anatomiques radiculaires
- complications iatrogènes : fracture instrumentale, perforation, insuffisance de traitement, dépassement de matériau d'obturation.

Dans une métaanalyse d'études réalisées *in vitro*, les auteurs affirment que le MTA est un matériau idéal pour l'obturation *a retro*, en comparaison avec les matériaux habituellement utilisés : amalgame, SuperEBA®, IRM® (27).

In vivo, sur animaux, plusieurs investigateurs ont conclu que le MTA est à l'origine d'une réponse favorable des tissus environnants en termes d'absence d'inflammation, de présence de ciment et de régénération osseuse (55).

I.7 – INCONVENIENTS

I.7.1 – DYSCOLORATION

Malgré l'existence du WMTA depuis 2002, des auteurs ont constaté des problèmes esthétiques dus au changement de teinte, surtout sur dent temporaire. Ce phénomène serait dû à la persistance de fer et de manganèse dans la composition du matériau (50, 53, 55, 59).

I.7.2 – PRESENCE D'ARSENIC

Étant dérivé de la composition du ciment Portland, le MTA en possède de nombreux éléments dont un faible taux d'arsenic.

Des études ont montré que les quantités relâchées par les différents types de MTA sont insignifiantes. La présence d'oxyde de fer a un effet stabilisant sur cet élément toxique. Son insolubilité et l'utilisation de très petites quantités pour ses indications limitent sa toxicité potentielle (55).

La quantité d'arsenic présente dans toutes les formes de MTA est inférieure à la norme ISO (45).

I.7.3 – COUT

Le coût élevé de ces matériaux, aux environs de 100€/g, et des instruments nécessaires à leur mise en place rebute bon nombre de cliniciens. Ils préfèrent utiliser l'hydroxyde de calcium ou d'autres matériaux moins onéreux pour les mêmes indications, au détriment des résultats cliniques (55).

I.7.4 – DIFFICULTE D'UTILISATION

Certains cliniciens et investigateurs considèrent l'utilisation du MTA difficile et requérant de l'entraînement, tandis qu'à l'inverse, d'autres affirment que son utilisation est simple (55).

I.7.5 – TEMPS DE PRISE

Inconvénient majeur, il ne permet pas la mise en place du MTA et de l'obturation coronaire ou canalaire définitives dans la même séance, mis à part pour le MM-MTA™. Plusieurs études ont révélé un temps de prise plus court pour le WMTA par rapport au GMTA (55).

I.8 – PRESENTATION DES DIFFERENTS TYPES DE MTA

I.8.1 – PROROOT® DE DENTSPLY-MAILLEFER

Que ce soit dans sa forme WMTA ou GMTA (Figure 4), il se présente en sachets de poudre pré-dosés de 1g, accompagnés d'ampoules contenant 0,35g d'eau distillée. Le fabricant commercialise également de nombreux instruments permettant sa mise en place.



Figure 4 : Présentation du ProRoot® MTA, Dentsply-Maillefer, www.dentsply.fr.

I.8.2 – MTA-ANGELUS® D'ANGELUS®

Il se présente sous forme de sachets de poudre pré-dosés de 1g, ou d'un flacon de 1g de poudre avec cuiller doseur, accompagnés d'eau distillée en flacon de 3 ml. Il existe également en version GMTA ou WMTA (Figure 5).



Figure 5 : Présentation du MTA-Angelus®, Angelus, www.angelus.ind.br/pt/cimentos_endodonticos/mta/.

Ce fabricant commercialise également un ciment à base de MTA, le MTA-Fillapex® (Figure 6), utilisé pour l'obturation canalaire. Il se présente sous forme d'une seringue auto-mélangeuse contenant 4g de matériau.



Figure 6 : Présentation du matériau d'obturation endocanalaire MTA-Fillapex®, Angelus, www.angelus.ind.br/pt/cimentos_endodonticos/mta/.

I.8.3 – MM-MTA™ DE MICRO-MEGA®

Il se présente sous forme de capsule (Figure 7) contenant 0,3g de poudre et de l'eau distillée. Le mélange s'effectue à l'aide d'un vibreur-mélangeur. Cette présentation facilite sa mise en œuvre.



Figure 7 : Présentation du MM-MTA™, Micro-Mega, www.micro-mega.com.

II – LA BIODENTINE™

II.1 – HISTORIQUE

Ce matériau a été développé par l'équipe de recherche et développement de Septodont (Saint Maur des Fossés, France), en collaboration avec des hospitalo-universitaires des universités de Marseille, Paris 5 et 7, depuis une dizaine d'années (18, 61, 62, 63).

La déclaration auprès de l'ANSM (Agence Nationale de Sécurité des Médicaments et produits de santé) en tant que dispositif médical de classe III a été réalisée le 18 janvier 2010 (5).

II.2 – COMPOSITION

Le matériau final est obtenu par le mélange d'une poudre de fines particules hydrophiles (Figure 8) et d'un liquide (18, 63).

Composants de la poudre et leur rôle :

- Silicate tricalcique (Ca_3SiO_2) : Composant principal (plus de 70%)
- Silicate dicalcique (Ca_2SiO_2) : Composant secondaire
- Carbonate de calcium (CaCO_3) : Charge (plus de 10%)
- Oxyde de fer (FeO) : Teinte
- Oxyde de zirconium (ZrO_2) : Radio opacité (plus de 5%).

Composants du liquide et leur rôle :

- Chlorure de calcium (CaCl_2) : Accélérateur de prise
- Polymère hydrosoluble : Agent réducteur d'eau ou super-plastifiant
- Eau.

Le fabricant contrôle la pureté de la poudre par un procédé nommé Active Biosilicate Technology™, dont le but est d'éliminer les aluminates et autres impuretés, ainsi que de contrôler la granulométrie.(17, 63).

L'ajout de carbonate de calcium comme charge secondaire permet d'obtenir une densité de poudre optimale (63).

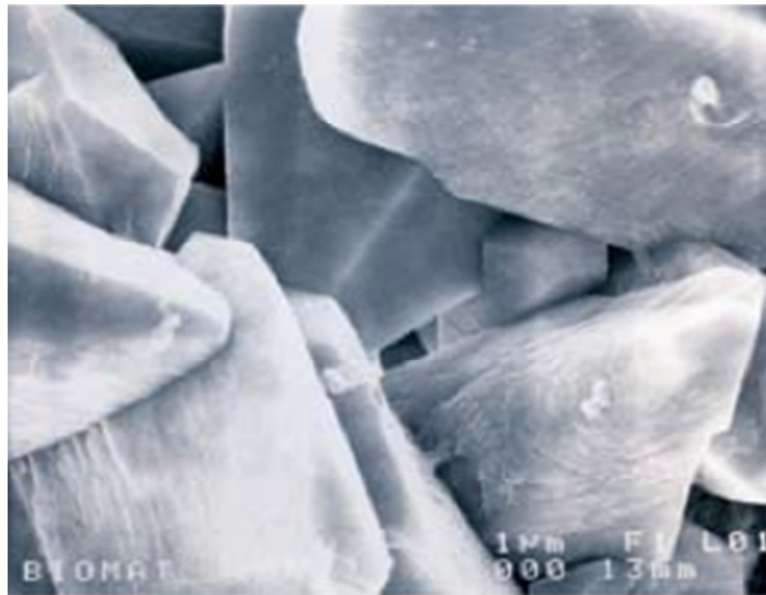


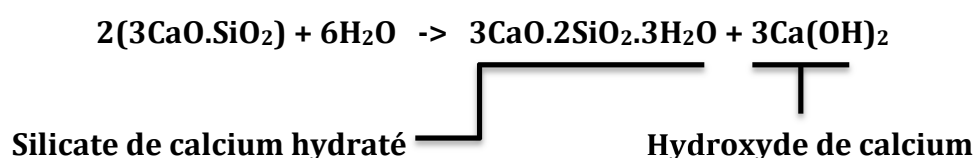
Figure 8 : Visualisation des cristaux constituant la poudre de Biodentine™ en microscopie électronique à balayage, Colon P et coll, Le cercle dentaire 2010.

II.3 – PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES

II.3.1 – REACTION DE PRISE

Comme tout ciment à base de silicate hydraté, c'est une réaction d'hydratation qui est à l'origine de la prise du matériau et de l'apparition de ses propriétés mécaniques.

L'interaction entre le silicate tricalcique et l'eau entraîne la production d'un gel de silicate de calcium hydraté et d'hydroxyde de calcium, selon la réaction suivante :



Les produits de cette réaction ont tendance à se précipiter à la surface des particules et dans les pores de la poudre. Du fait de sa relative imperméabilité, cette précipitation ralentit la réaction de prise. Ce phénomène est d'autant plus important que la quantité d'eau est faible.

Le processus de durcissement résulte de la formation de cristaux se déposant dans une solution sursaturée (Figure 9) (63).

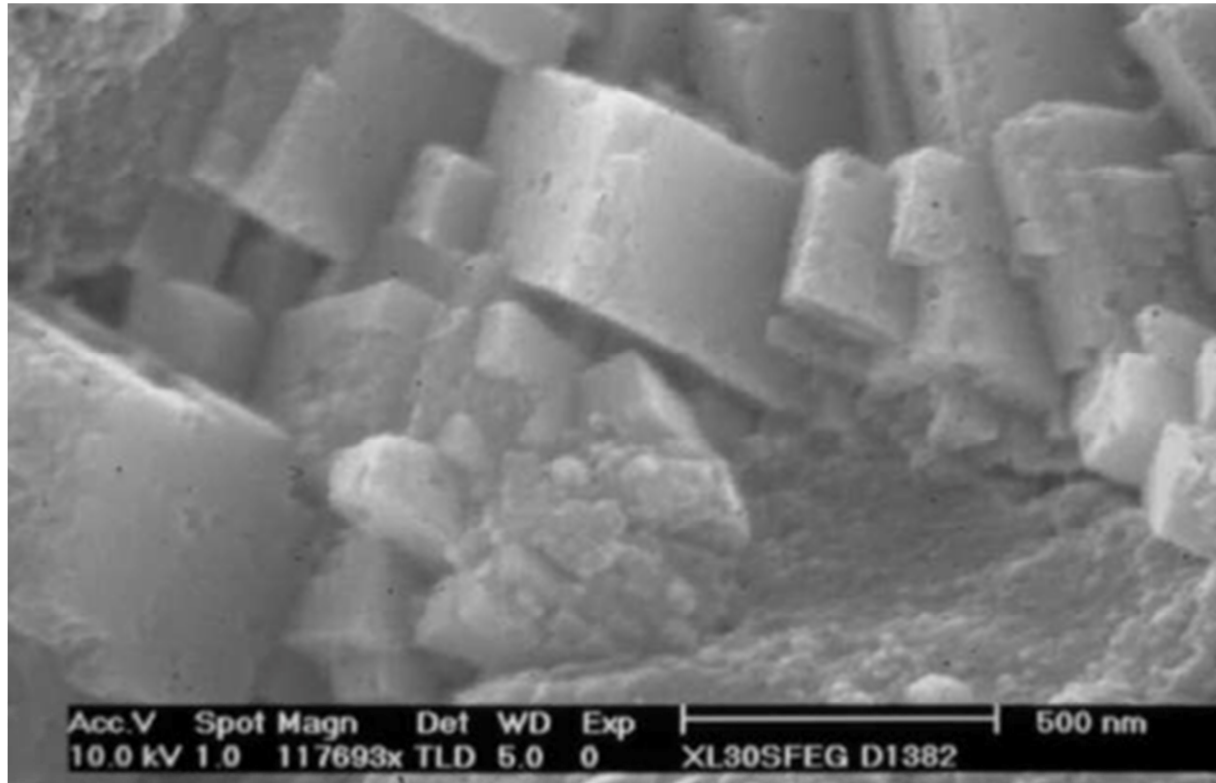


Figure 9 : Visualisation des cristaux de Biodentine™, de forme cubique, après la prise du matériau, en microscopie électronique à balayage (Grossissement x 117693), Koubi G et coll, Clinic 2011.

II.3.2 – TEMPS DE TRAVAIL ET TEMPS DE PRISE

Ces paramètres ont été déterminés par le fabricant à l'aide de tests de rhéométrie dynamique. La Biodentine™ a été comparée avec un CVI, le FUJI-IX® (GC Corporation), et du ProRoot-MTA®. Les résultats sont présentés dans le tableau 2 :

Matériau	Temps de prise (minutes)	
	Initial	Final
ProRoot-MTA®	70 (2,58)	175 (2,55)
FUJI-IX®	1 (0,12)	3,4 (0,20)
Biodentine™	6 (0,30)	10,1 (1,20)

Tableau 2 : Temps de prise des matériaux (écart-type entre parenthèses) testés par rhéométrie dynamique avec une aiguille de Gilmore d'après Nonat et Franquin, 2006.

Le temps de travail est considéré ici comme le temps entre le mélange et la prise initiale (augmentation du module d'élasticité au-delà de 10MPa).

Il est de 6 minutes pour la Biodentine™, supérieur à celui du CVI mais inférieur à celui du MTA (si l'on considère son temps de travail comme défini ci-dessus, et non selon les données du fabricant).

Après son mélange, le matériau possède une consistance adéquate pour être manipulé à l'aide d'une spatule à bouche, un porte-amalgame ou les systèmes de mise en place de ciments endodontiques pour les obturations *a retro* (63).

Dans ce test, la prise finale du matériau est définie lorsque le module d'élasticité atteint 100MPa.

Cette étude montre que le temps de prise est d'environ 10 minutes pour la Biodentine™. Cependant, le fabricant en communique un de 12 minutes. Il est supérieur à celui du CVI et nettement inférieur à celui du MTA.

Cela représente une avancée en comparaison avec les ciments à base de silicate de calcium, tels que le MTA, dont le temps de prise est de plusieurs heures (63).

Une étude indépendante du fabricant (64) a elle aussi été réalisée par rhéométrie dynamique, afin de comparer les cinétiques de prise de la Biodentine™ à celles de plusieurs types de MTA.

Les résultats montrent qu'il faut 8 minutes pour que le module d'élasticité de la Biodentine™ atteigne 3×10^8 Pa, tandis qu'il faut 50 à 70 minutes pour que les différents MTA atteignent la même valeur.

II.3.3 – pH

La réaction d'hydratation du matériau étant à l'origine du relargage d'hydroxyde de calcium, son pH est donc alcalin. Aucune valeur précise n'est retrouvée dans la littérature (63).

II.3.4 – POROSITE

Les propriétés mécaniques du matériau y sont corrélées. En effet, plus elle est importante, plus la résistance aux contraintes diminue. Deux méthodes ont permis de l'évaluer.

La première méthode de mesure de la porosité est celle de l'intrusion de mercure. La pression nécessaire au passage de cet élément au travers du matériau dépend, du nombre de pores, de leur distribution et de leur diamètre. Les résultats sont présentés dans le tableau 3 :

Matériau	Densité (g/cm ³)	Pores (V.cm ³ /g)	Porosité %
ProRoot-MTA®	1,882 (0,54)	0,120 (0,54)	22,6 (0,2)
FUJI-IX®	2,320 (0,54)	0,033 (0,54)	7,2 (0,2)
Biodentine™	2,260 (0,54)	0,031 (0,54)	6,8 (0,2)

Tableau 3 : Densités et porosités des matériaux testés par intrusion de mercure (écart-type entre parenthèses), Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

Le matériau montrant la plus faible densité et la plus forte porosité est le MTA. La Biodentine™ et le CVI sont quasi-équivalents pour ces paramètres. Seule la différence de porosité est réellement significative.

La seconde méthode consiste à mesurer, au cours de la prise, la résistance électrique en fonction du temps. Elle est déterminée par la mobilité des ions au travers du matériau, qui dépend du nombre de pores et de leur taille. L'analyse par spectroscopie d'impédance électrochimique amène à la courbe présentée par la figure 10 :

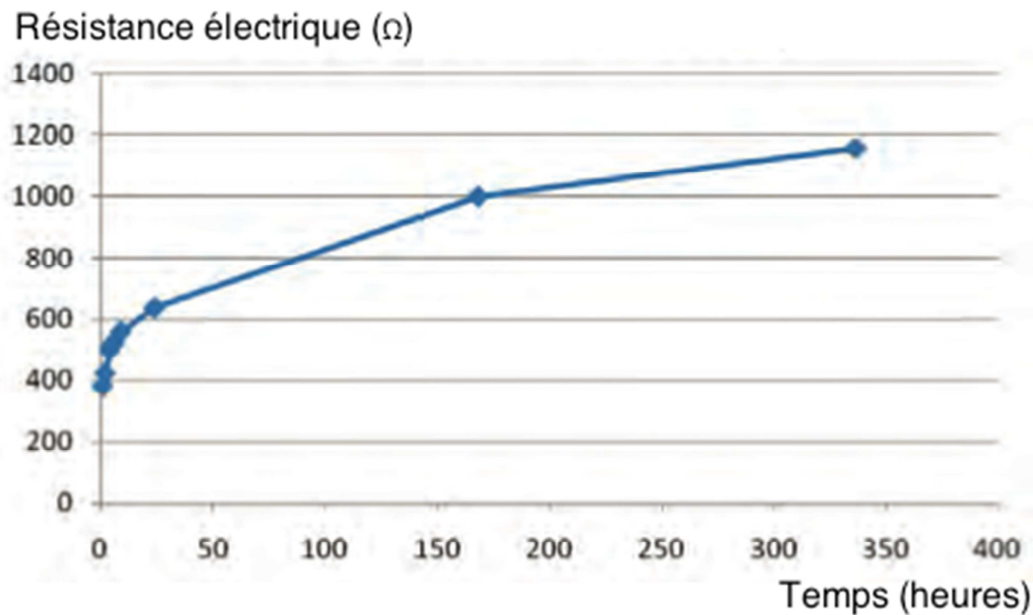


Figure 10 : Mesure de la résistance électrique de la Biodentine™ en fonction du temps par spectroscopie d'impédance électrochimique, d'après Golberg et coll. 2009.

Elle témoigne de l'augmentation de la densité et de la diminution de la porosité après la prise initiale.

II.3.5 – RADIO-OPACITE

Sa radio-opacité est due à la présence d'oxyde de zirconium (ZrO_2). Elle est équivalente à celle d'une épaisseur de 3,5 mm d'aluminium. Très légèrement supérieure à celle de la dentine, elle suffit cependant à distinguer le matériau (Figure 11) (63).



Figure 11 : Radiographie rétro-alvéolaire d'une dent 36, sur laquelle un coiffage pulpaire direct a été réalisé à l'aide de Biodentine™ (flèche rouge), Goupy L., ID, 2011.

II.4 – PROPRIETES MECANQUES

II.4.1 – RESISTANCE AUX CONTRAINTES

II.4.1.1 – Compression

L'évaluation de cette propriété a été réalisée selon la méthode normalisée ISO 9917. Les résultats sont visualisables sur le graphique présenté par la figure 12 :

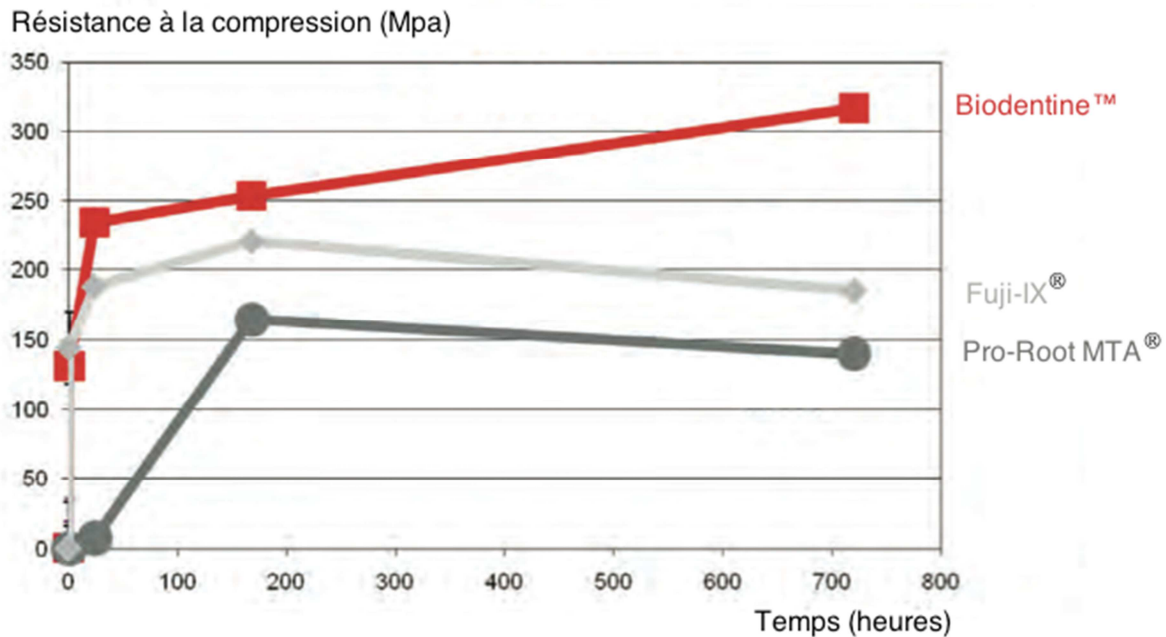


Figure 12 : Evolution de la résistance à la compression selon la méthode normalisée ISO 9917:1991 de la Biodentine™, du Fuji-IX® et du ProRoot-MTA®, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

Une heure après le début de la prise, la Biodentine™ voit son module d'élasticité dépasser 120 MPa, comme le CVI. Les propriétés mécaniques vont continuer à augmenter pour dépasser 200 MPa au bout de 24 heures, dépassant celles du CVI. La spécificité de ce matériau réside dans sa capacité à voir ses propriétés mécaniques continuer à augmenter, pour dépasser 300 MPa après 28 jours. Cette valeur se stabilise et reste proche de celle de la dentine (297 MPa). Dans cette évaluation, le MTA n'atteint la valeur de 140 MPa qu'après 8 jours (63).

Ceci met en évidence la capacité de la Biodentine™ à développer des propriétés mécaniques en un temps relativement court (9-12 minutes), lui permettant d'être utilisée comme substitut dentinaire (63).

II.4.1.2 – Flexion

Deux heures après le début de la prise, la résistance à la flexion de la Biodentine™ est de 34 MPa. Elle est supérieure aux CVI mais inférieure aux résines composites (63).

II.4.1.3 – Micro-dureté

Elle est similaire à celle de la dentine naturelle, comprise entre 60 et 90 HVN (63).

II.4.2 – ÉTANCHEITE, ADAPTATION MARGINALE ET INFILTRATION

II.4.2.1 – Résistance en milieu acide

Cette caractéristique permet de prévoir la durabilité des matériaux de restauration au sein de la cavité buccale. L'érosion acide et les effets du vieillissement de la Biodentine™ dans de la salive artificielle ont été étudiés (63, 1).

Dans une solution d'acide lactique et de lactate de sodium, dont le pH s'élève à 2,74, l'érosion acide de la Biodentine™ est inférieure à celle du CVI.

Après vieillissement dans une salive artificielle de pH 5,4 , aucune érosion n'a lieu. Au contraire, des cristaux de structure apatitique se déposent à sa surface (Figure 13).

Ce dépôt, dû à un environnement riche en phosphate, est très encourageant en terme de qualité d'interface avec les tissus minéralisés et de biocompatibilité (63). Le phénomène a également été observé lors d'une étude in vitro (36), menée sur des canaux d'incisives bovines, en présence d'une solution enrichie en phosphate.

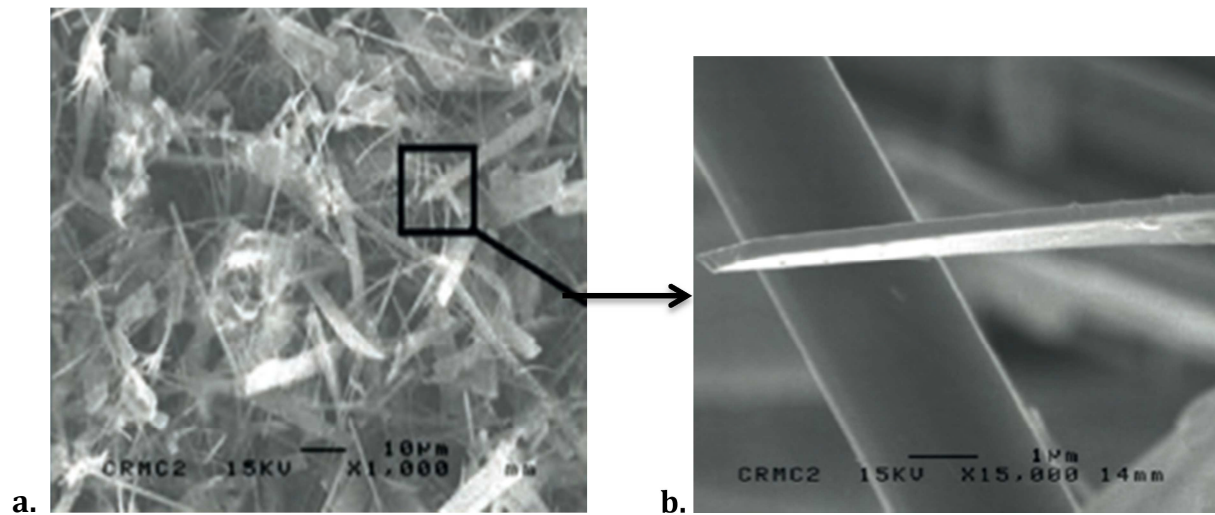


Figure 13 : Dépôt de structure apatitique en microscopie électronique à balayage (a : grossissement x1000, b : x15000), à la surface de la Biodentine™ mise en présence d'une salive artificielle contenant du phosphate (pH=5,3), d'après Laurent et coll., 2008.

II.4.2.2 – Micro-infiltrations

Au niveau des interfaces Biodentine™-émail et Biodentine™-dentine, l'étude in vitro des infiltrations à l'aide de nitrate d'argent de About et coll (1, 63), n'a révélé aucune différence significative avec un CVI (Fuji II LC®, GC Corp.), ni avec un système constitué d'un composite (Filtek™ Z250, 3M ESPE) et d'un adhésif (Optibond® Solo Plus, Kerr) auto-mordant.

L'étude de Koubi S et coll (42) a permis de comparer la résistance à la diffusion de glucose pour des restaurations de classe II de Black en technique laminée ouverte. Un groupe de dents était constitué de Biodentine™ + composite, l'autre CVIMAR (CVI Modifié par Adjonction de Résine, Ionolux®, Voco) + composite. Aucune différence significative en terme de résistance aux micro-infiltrations par diffusion de glucose n'a été relevée entre les deux matériaux.

L'utilisation de la Biodentine™ sans traitement des surfaces dentaires est donc possible en odontologie restauratrice (1, 42, 63).

II.4.2.3 – Interfaces en microscopie électronique

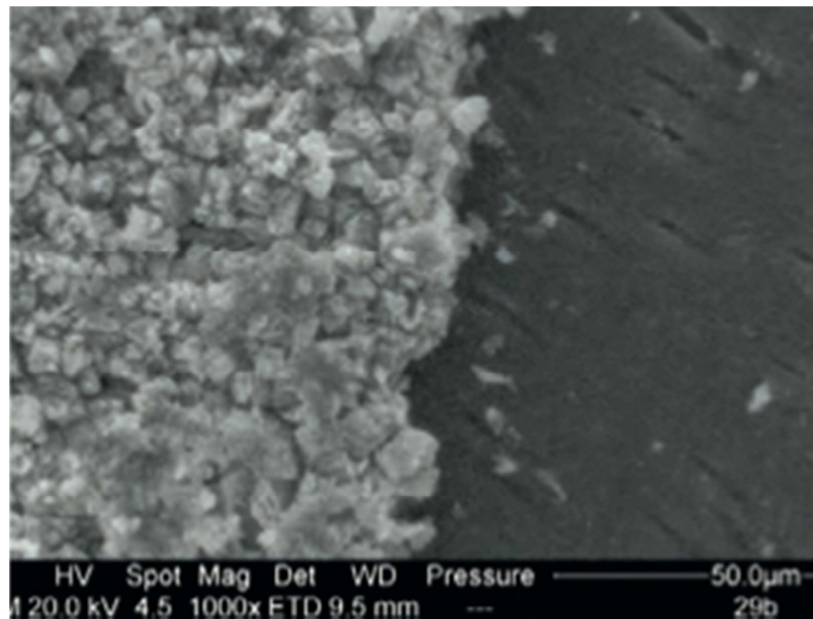


Figure 14 : Interface entre la Biodentine™ (gauche) et la dentine humaine (droite), en microscopie électronique à balayage (grossissement x1000), par Dejou et Raskin, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

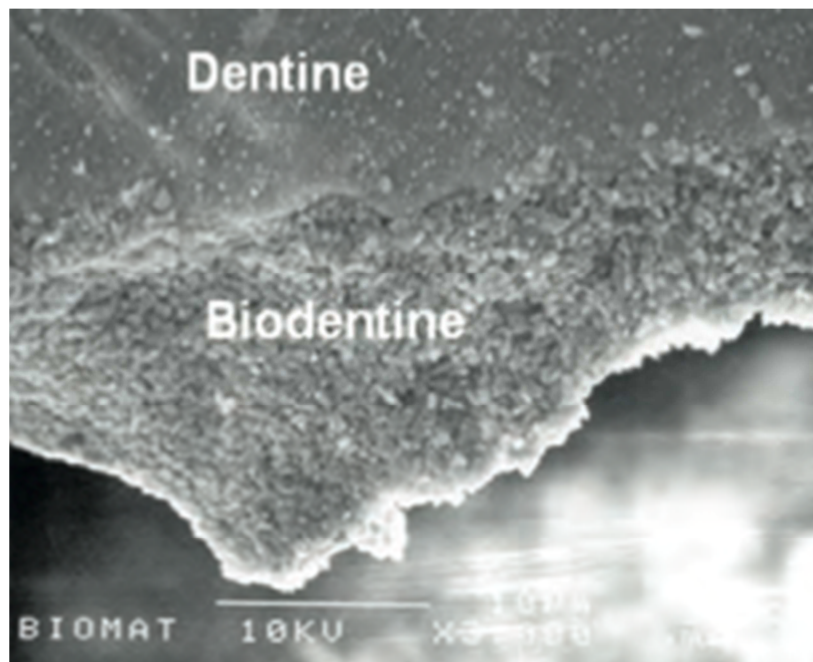


Figure 15 : Interface entre la Biodentine™ et la dentine naturelle, en microscopie électronique à balayage (grossissement x3000), par Colon et Pradelle, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

Les figures 14 et 15 permettent de visualiser un contact intime entre le matériau et le tissu dentinaire, révélant une bonne qualité de scellement. Aucun hiatus n'est visible. Les dépôts de cristaux sont dus à la réexposition en milieu aqueux des échantillons après leur coupe (53).

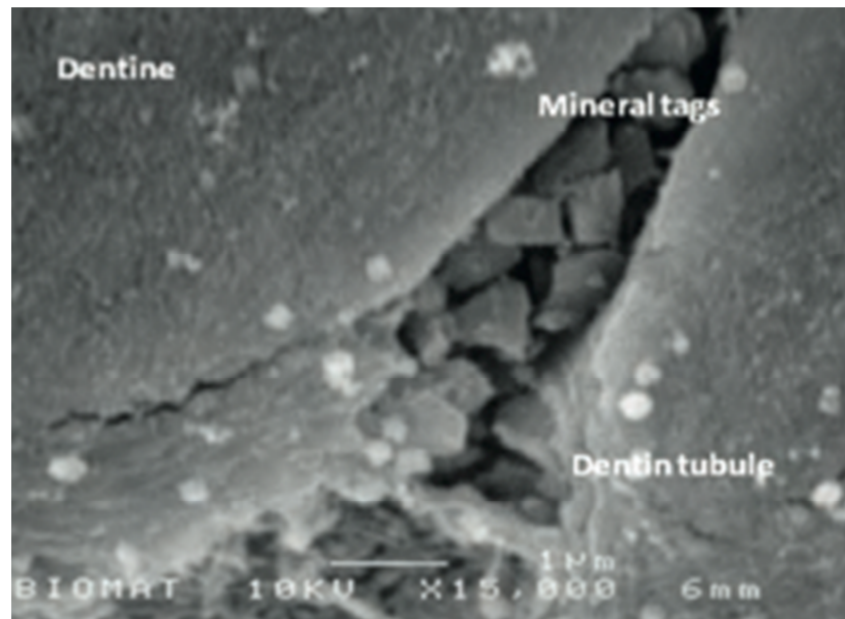


Figure 16 : Entrée d'un tubule dentinaire en rapport avec de la Biodentine™, en microscopie électronique à balayage (grossissement x15000), par Colon et Pradelle, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

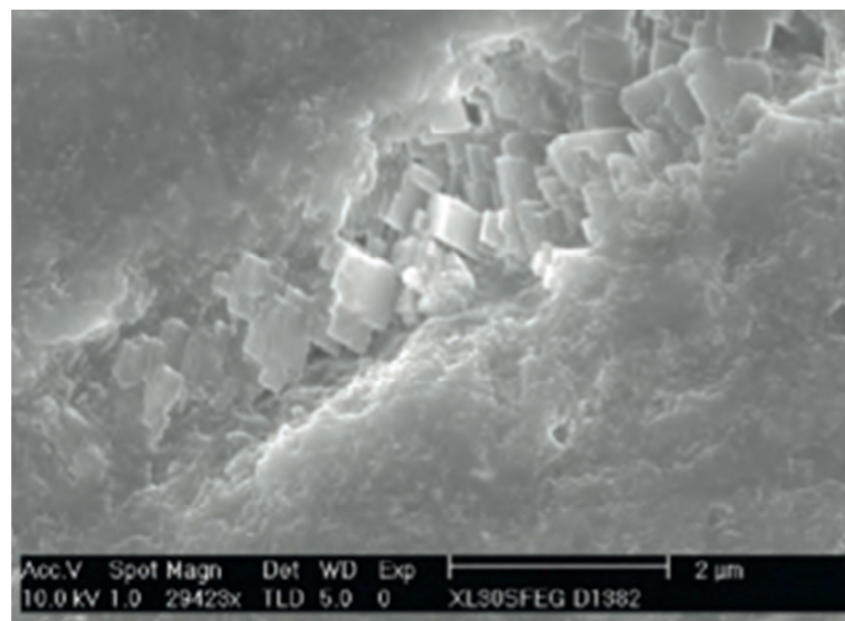


Figure 17 : Tubule dentinaire en rapport avec de la Biodentine™, en microscopie électronique à balayage (grossissement x29423), par Franquin, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr, 2010.

Les figures 16 et 17 montrent une invagination de cristaux dans les tubuli dentinaires. Cet ancrage micromécanique témoigne de la qualité de scellement, se poursuivant au-delà de la prise du matériau (63).

II.4.3 – RAPPORT ET INTERACTIONS AVEC D'AUTRES MATERIAUX

D'après les mêmes méthodes d'étude des micro-infiltrations vues précédemment (II.4.B.b), l'interface entre la Biodentine™ et les résines composites, accompagnées d'un système adhésif, est semblable à celle obtenue avec du CVI (63).

II.5 – PROPRIETES BIOLOGIQUES

II.5.1 – BIOCOMPATIBILITE

De nombreux tests ont été effectués afin de démontrer l'excellente biocompatibilité de ce matériau, équivalente à celle du MTA.

II.5.1.1 – Cytotoxicité

Des études comparatives de la Biodentine™, du Dycal®, du ProRoot-MTA®, et d'une résine composite (Filtek® Z250) ont été menées in vitro sur des fibroblastes pulpaire (2, 63). Au contact direct, et également avec interposition de dentine, le taux de mort cellulaire est quasi-nul pour le MTA et la Biodentine™, tandis qu'il est élevé pour le Dycal® et le composite.

La Biodentine™ n'est donc pas cytotoxique.

II.5.1.2 – Mutagénicité

Des tests d'Ames sur plusieurs souches de *Salmonella Typhimurium* et *Escherichia Coli* n'ont révélé aucune mutation génétique (2, 63).

Le test des comètes sur des fibroblastes pulpaire ainsi que le test des micronoyaux sur lymphocytes humains, n'ont mis en évidence aucune mutagénicité (63). La Biodentine™ n'est donc pas mutagène.

II.5.1.3 – Autres tests

Les tests de sensibilisation, d'irritation cutanée et oculaire, et de toxicité aiguë, confirment la biocompatibilité du matériau (63).

II.5.2 – EFFET INDUCTEUR SUR LE MILIEU ET BIOACTIVITE

Plusieurs études menées sur dents animales et humaines démontrent la bioactivité de la Biodentine™ sur le complexe dentino-pulpaire.

II.5.2.1 – Coiffage pulpaire direct in vitro sur dents humaines

Une étude a été réalisée sur dents humaines extraites par Laurent et coll (43). Ayant subi une effraction pulpaire, puis un comblement de la cavité à l'aide de Biodentine™, elles ont ensuite été placées en milieu de culture.

Après 28 jours, les résultats ont montré une bonne préservation de la pulpe. Des modifications tissulaires ont été reportées près de la zone de coiffage, avec une néoformation de dentine de réparation, comparable à celle observée avec du MTA.

Les cellules en présence, ainsi que la matrice minéralisée, ont exprimé les marqueurs moléculaires de la dentine et des odontoblastes (collagène I, ostéonectine, sialoprotéine dentinaire et nestine).

La Biodentine™ semble donc capable de stimuler la minéralisation (43, 63, 19).

À l'aide de ce même protocole, une étude sur les fibroblastes endommagés par l'effraction pulpaire a été menée. Ces cellules ont été mises en présence de Biodentine™, d'hydroxyde de calcium (Calcipulpe®), de MTA (ProRoot-MTA®) et d'une résine composite (Xeno®III). L'investigation a consisté à mesurer les concentrations de facteurs de croissance (VEGF Facteur de croissance vasculaire, FGF-2 Facteur de croissance fibroblastique, PDGF-AB Facteur de croissance plaquettaire, TGF- β 1 Facteur de croissance tissulaire) par le test immuno-enzymatique ELISA.

Les résultats ont montré que seuls la Biodentine™ et le MTA ont entraîné la formation de zones de minéralisation. Ces deux matériaux ont également été à l'origine d'une augmentation de la concentration de TGF- β 1. La Biodentine™ a entraîné une stimulation de la sécrétion de VEGF et de FGF-2.

La Biodentine™ est donc capable de stimuler l'angiogenèse ainsi que la cicatrisation des cellules pulpaire (43, 63).

II.5.2.2 – Coiffages pulpaire indirect et direct sur animaux

Sur molaires de rat (63), l'utilisation de Biodentine™ et de CVI (Fuji-IX®), comme matériaux de coiffage pulpaire indirect, a révélé une formation de dentine réactionnelle plus rapide et plus importante pour le ciment à base de silicate de calcium. Cette formation de dentine de réparation s'est arrêtée au bout de 3 mois.

Une investigation sur dents de lait de porcs (63) a également démontré que la Biodentine™ entraîne la formation d'une barrière dentinaire après coiffage pulpaire direct et pulpotomie. Dans le premier mois suivant ces thérapeutiques, le pont dentinaire formé avec la Biodentine™ est de meilleure qualité que celui obtenu avec de l'hydroxyde de calcium.

L'induction de la cicatrisation pulpaire et de la formation d'une bride cicatricielle dentinaire est équivalente pour le MTA et la Biodentine™ (43, 63).

La différenciation de cellules pulpaire immortalisées, en cellules odontoblastiques, et la stimulation de la minéralisation, ont également été démontrées par une étude *in vitro* menée sur des cellules de chauve-souris (70).

II.5.3 – EFFET ANTI-BACTERIEN

La Biodentine™ est à l'origine d'une action sur certaines bactéries anaérobies facultatives telles que *Actinomyces naeslundii* et *Lactobacillus casei*. Ce phénomène serait pH-dépendant (19, 69).

II.6 – INDICATIONS

Les indications de la Biodentine™, énumérées dans la figure 18, sont celles données par le fabricant (61).

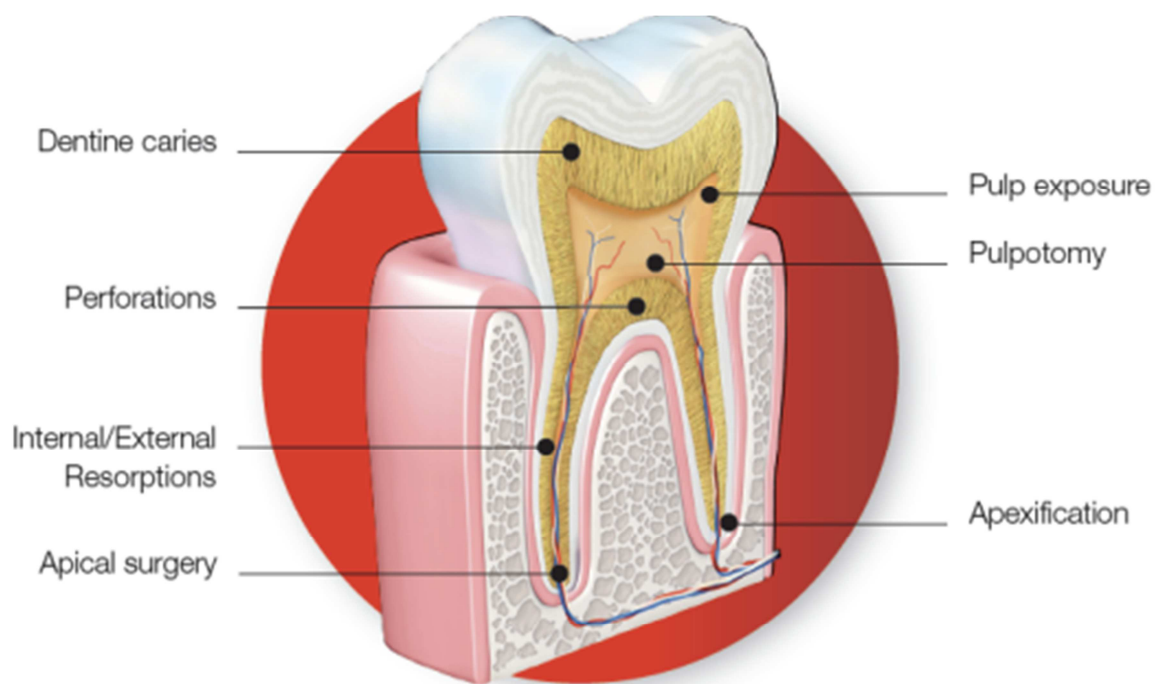


Figure 18 : Présentation schématique des indications de la Biodentine™ par son fabricant, Septodont, www.septodont.fr.

II.6.1 – CORONAIRES

II.6.1.1 – Restauration amélo-dentinaire non définitive

L'étude de Koubi G, Colon P, Franquin et coll (40). a démontré sa capacité à être utilisée pour la restauration coronaire provisoire de dents postérieures, pendant une période de 6 mois, au cours d'un essai clinique prospectif multicentrique randomisé sur 212 cas.

II.6.1.2 – Restauration dentinaire définitive

Son utilisation en tant que substitut dentinaire peut-être réalisée sous un composite, un inlay ou un onlay. Il est conseillé de laisser une épaisseur minimale de matériau de 2 mm.

L'étude citée précédemment (40), confirme que l'utilisation de ce matériau comme substitut dentinaire sous un composite (Z100® 3M) est efficace, pratique, durable et très bien tolérée.

II.6.1.3 – Restauration de lésions cervicales radiculaires

Les situations juxta- et sous-gingivales de ces lésions, contre-indiquent l'utilisation de composite pour des raisons d'humidité, due au fluide gingival.

Comme le CVI, du fait de sa bonne tolérance en milieu humide, et de son adhésion aux tissus dentaires, la Biodentine™ peut-être utilisée pour combler ce type de cavités (40).

II.6.1.4 – Conservation de la vitalité pulpaire : coiffage et pulpotomie

L'excellente biocompatibilité de la Biodentine™, démontrée à plusieurs reprises in vitro (II.5.B), permet son utilisation pour ces indications.

L'essai clinique de Koubi G. et coll. (40), a également démontré l'efficacité de ce matériau, en terme de conservation de la vitalité pulpaire, lors d'une thérapeutique de coiffage pulpaire direct. Outre cette étude, seuls quelques cas cliniques (20, 28, 33) illustrent l'utilisation de la Biodentine™ pour ces indications (Figure 19).

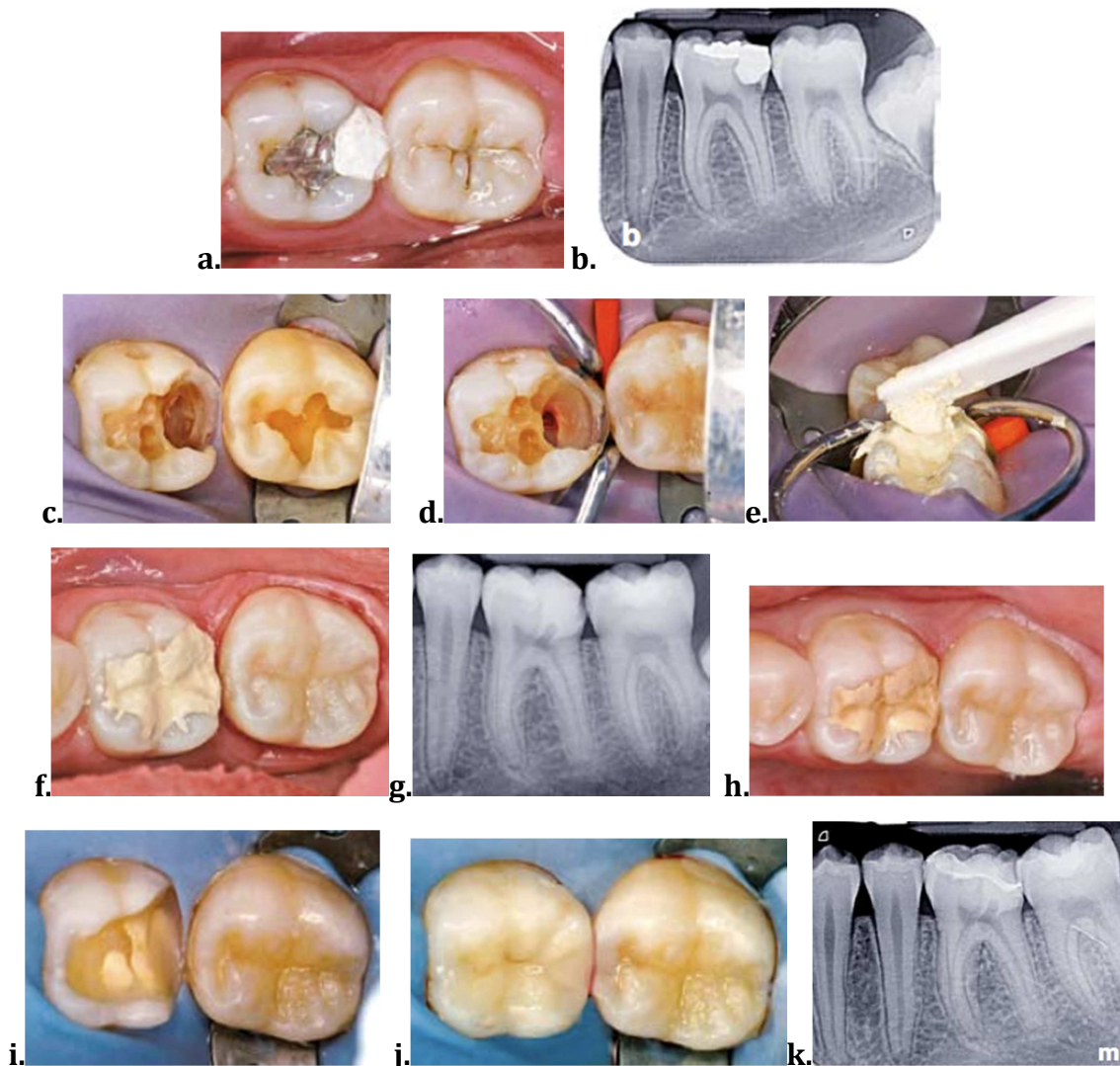


Figure 19 : Illustration de plusieurs indications coronaires de la Biodentine™ dans un rapport de cas clinique. Patiente âgée de 14 ans, adressée par son orthodontiste pour une lésion carieuse sur 36 asymptomatique (pas d'inflammation pulpaire), d'après GOUPY L, ID 2011.

- a. Vue occlusale initiale. IRM en distal mis en attente du soin.
- b. Radiographie rétro-alvéolaire initiale.
- c. Dépose des soins de 36 et curetage de 37, après mise en place du champ opératoire et anesthésie loco-régionale.
- d. Après reconstitution au composite de 37, exposition pulpaire de 36 et réalisation d'une pulpotomie partielle (pulpe vivante non inflammatoire, hémostase possible).
- e. Mise en place de la Biodentine™.
- f. Vue occlusale après reconstitution.
- g. Contrôle radiographique rétro-alvéolaire post-opératoire.
- h. Vue occlusale après 2 mois de temporisation. Restauration provisoire en excellent état. La dent est vitale et asymptomatique.
- i. Préparation pour onlay céramique avec conservation d'une partie de la Biodentine™ comme substitut dentinaire.
- j. Vue occlusale après collage de l'onlay.
- k. Contrôle radiographique rétro-alvéolaire post-opératoire.

II.6.2 – ENDODONTIQUES

D'après le fabricant, les indications endodontiques de la Biodentine™ sont similaires à celles des ciments à base de silicate de calcium, tels que les ciments Portland, dont les différents types de MTA.

Seuls quelques rapports de cas ont pu confirmer l'efficacité de ce matériau pour ces indications endodontiques (11, 63) :

- **Traitement des perforations radiculaires et du plancher**
- **Traitement des résorptions**
- **Apexification**
- **Obturation *a retro* en chirurgie péri-apicale**

Par ailleurs, un essai clinique multi-centrique prospectif randomisé est en cours, visant à démontrer l'efficacité et la tolérance de la Biodentine™ pour ses indications endodontiques, sur une période de 2 ans (63).

II.7 – INCONVENIENTS

II.7.1 – TEMPS DE PRISE

Bien qu'il soit plus court que celui du MTA, le temps de prise de la Biodentine™, reste long par rapport à celui du CVI, habituellement utilisé comme substitut dentinaire et reconstitution amélo-dentinaire provisoire en odontologie conservatrice. L'obturation coronaire ou canalaire définitive, dans la même séance, nécessite de prévoir le temps nécessaire à la prise complète du matériau.

II.7.2 – FAIBLE REcul CLINIQUE

Du fait de sa commercialisation récente, le recul clinique sur l'utilisation de la Biodentine™ est faible.

II.8 – PRESENTATION DU MATERIAU

La Biodentine™ est commercialisée par deux laboratoires, Septodont et ATO Zizine. Le conditionnement est identique pour les deux firmes, seul le visuel de la boîte change (Figures 20 et 21).

Elle se présente sous forme de 15 capsules monodoses, contenant 700mg de poudre, et de 15 capsules de liquide. Des spatules plastiques sont également fournies.

Le coût approximatif du matériau est de 18€ le gramme de poudre, très nettement inférieur à celui des différents types de MTA.

Le mélange s'effectue par l'adjonction de 5 gouttes de liquide dans la capsule, puis par vibration, pendant 30 secondes, à une vitesse d'oscillation de 4000 à 4200 par minute (56, 61, 63).



Figure 20 : Présentation de la Biodentine™ par le laboratoire Septodont,
www.septodont.fr.



Figure 21 : Présentation de la Biodentine™ par le laboratoire ATO Zizine, www.zizine.com.

III – COMPARAISON DES DEUX MATERIAUX

Étant tous deux de compositions semblables, les propriétés et les indications de ces matériaux sont similaires. Les informations utilisées dans cette partie sont issues des précédentes.

Il est important de noter que la quasi-totalité des données référencées dans cette partie comparative sont issues d'études différentes, spécifiques à chaque matériau. Les propriétés issues d'investigations confrontant directement les deux matériaux sont notées avec « * » dans les tableaux suivants.

III.1 – COMPOSITION

Le département recherche et développement du laboratoire Septodont a mis au point une technologie spécifique : l'Active Biosilicate Technology™. Ce procédé consiste à réaliser toutes les étapes de fabrication de la Biodentine™, à partir des matières premières, jusqu'au produit final, au sein de la firme. Ceci permet un contrôle de la pureté du silicate de calcium et de sa granulométrie, à tous les niveaux de la synthèse du matériau, garantissant une grande régularité de composition.

La production du MTA, étant réalisée à partir de ciment Portland, ne permet pas de garantir une telle pureté.

L'absence d'aluminoferrite tétracalcique et d'oxyde de magnésium dans la composition de la Biodentine™ par rapport à celle du MTA permet d'éviter les dyscolorations.

La présence de chlorure de calcium et de carbonate de calcium dans la composition de la Biodentine™ lui confère une prise nettement plus rapide que le MTA.

III.2 – PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES

Propriétés physico-chimiques	MTA	Biodentine™
Réaction de prise	Hydratation Relargage Ca(OH)_2	Hydratation Relargage Ca(OH)_2
Temps de travail	En moyenne 5 min selon les fabricants	6 min selon le fabricant
Temps de prise	165 +/- 5 min 20 min MM-MTA™	10,1 +/- 1,2 min 12 min selon le fabricant
pH	10,2 après mélange 12,5 3h après	Alcalin Valeur non-communiquée
Porosité*	22,6%	6,8%
Radio-opacité	7,17 mm d'Al	3,5 mm d'Al

Tableau 4 : Comparaison des principales propriétés physico-chimiques du MTA et de la Biodentine™ (22, 24, 31, 53, 59, 63).

Les avantages de la Biodentine™ sur ces paramètres sont un temps de prise vraiment plus rapide et une porosité moindre. Cependant sa radio-opacité est faible par rapport à celle du MTA, mais reste suffisante pour être distinguée de la dentine (Tableau 4).

III.3 – PROPRIETES MECANIQUES

Propriétés mécaniques	MTA	Biodentine™
Résistance à la compression	40 MPa après 24h 67 Mpa après 21 jours	> 200 MPa après 24h > 300 MPa après 28 jours
Adaptation marginale*	Formation d'un précipité apatitique en surface	Formation d'un précipité apatitique en surface

Tableau 5 : Comparaison des principales propriétés mécaniques du MTA et de la Biodentine™ (1, 13, 30, 31, 37, 53, 63).

La résistance à la compression de la Biodentine™, proche de celle de la dentine, est très nettement supérieure à celle du MTA. La formation d'un précipité apatitique à la surface de ces deux matériaux leur confère une excellente adaptation marginale sans préparation des surfaces dentaires, ainsi qu'une excellente biocompatibilité (Tableau 5).

III.4 – PROPRIETES BIOLOGIQUES

Propriétés biologiques	MTA	Biodentine™
Biocompatibilité	Absence de cytotoxicité et de mutagénicité	Absence de cytotoxicité et de mutagénicité
Effet anti-microbien	Antibactérien sur certains germes anaérobies facultatifs Antifongique sur <i>Candida Albicans</i>	Antibactérien sur certains germes anaérobies facultatifs
Effets inducteurs sur le milieu dentino-pulpaire*	Stimulation de la minéralisation et formation d'un pont dentinaire	Stimulation de la minéralisation et formation d'un pont dentinaire
Effets inducteurs sur le milieu parodontal	Cémento-inductivité Cémento-conductivité Ostéo-conductivité	Non-démontré

Tableau 6 : Comparaison des principales propriétés biologiques du MTA et de la Biodentine™ (2, 16, 22, 31, 34, 54, 59, 63).

Ces deux matériaux possèdent une excellente biocompatibilité. Ils possèdent tous deux un effet anti-bactérien sur certains germes anaérobies facultatifs. Le MTA possède également un effet anti-fongique sur *Candida albicans* (Tableau 6).

Le milieu dentino-pulpaire semble répondre de manière similaire au contact des deux matériaux, qui stimulent la minéralisation et la formation d'un pont dentinaire.

Les effets de la Biodentine™ sur le milieu parodontal n'ont pas été démontrés, contrairement au MTA.

III.5 – INDICATIONS

Indications	MTA	Biodentine™
Coronaires	Coiffage pulpaire direct Pulpotomie	Coiffage pulpaire direct Pulpotomie Restauration amélo-dentinaire non-définitive Restauration dentinaire définitive Restauration des lésions cervicales radiculaires
Endodontiques	Traitement des perforations radiculaires et du plancher Traitement des résorptions Apexification Obturation <i>a retro</i> en chirurgie péri-apicale	Traitement des perforations radiculaires et du plancher Traitement des résorptions Apexification Obturation <i>a retro</i> en chirurgie péri-apicale

Tableau 7 : Comparaison des indications du MTA et de la Biodentine™ (25, 61).

Ayant des propriétés mécaniques ne permettant pas de résister aux forces masticatrices, le MTA ne peut-être utilisé comme matériau de restauration coronaire contrairement à la Biodentine™. Hormis cette dernière, les indications de ces matériaux sont identiques (Tableau 7).

III.6 – PRESENTATION

Matériau	Présentation		Mise en œuvre
ProRoot® MTA	Poudre	Sachets pré-dosés de 1g	Mélange manuel
	Liquide	Ampoule de 0,35g d'eau distillée	
MTA-Angelus®	Poudre	Sachets pré-dosés de 1g ou flacon de 1g avec cuiller doseur	Mélange manuel
	Liquide	Flacon d'eau distillée de 3 ml	
MM-MTA™	Capsule pré-dosée avec 0,3g de poudre et quantité adéquate de liquide		Vibreux-mélangeur 30 secondes
Biodentine™	Poudre	Capsule pré-dosée 700mg	Ajout du liquide dans la capsule puis vibreur-mélangeur 30 secondes
	Liquide	Ampoule pré-dosée	

Tableau 8 : Comparaison de la présentation des différents types de MTA et de la Biodentine™, ainsi que leur méthode de mise en œuvre (7, 25, 48, 61).

Le conditionnement en capsule de la Biodentine™ et du MM-MTA™ facilite la mise en œuvre du matériau, et supprime la difficulté souvent rencontrée par les opérateurs pour obtenir une consistance adéquate (Tableau 8).

L'utilisation de ces conditionnements mono-dosés évite également le stockage de la poudre dans des sachets ouverts, partiellement utilisés, altérant la qualité du matériau et les conditions d'asepsie.

Le coût de la Biodentine™ (environ 18€/g) présente un avantage certain par rapport à celui du MTA (environ 100€/g).

IV – ANALYSE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

L'intégralité de ce travail étant issue de la littérature, il est essentiel, avant de pouvoir conclure sur la problématique posée, de déterminer la qualité des références bibliographiques avec une approche critique. Le service des recommandations professionnelles de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé (ANAES), propose une méthode d'analyse de la littérature et de gradation des recommandations (4). Celle-ci permet de référencer les différents articles selon plusieurs niveaux de preuve, présentés dans le tableau 9 :

Niveau de preuve scientifique de la littérature	Force des recommandations
NIVEAU 1 - Essais comparatifs randomisés de grande puissance - Méta-analyses	GRADE A
NIVEAU 2 - Essais comparatifs randomisés peu puissants (risque alpha et bêta élevés)	GRADE B
NIVEAU 3 - Essais comparatifs contemporains non randomisés - Etudes de cohorte NIVEAU 4 - Essais comparatifs avec série historique NIVEAU 5 - Série de cas	GRADE C

Tableau 9 : Niveau de preuve scientifique de la littérature et force des recommandations (adapté du score de Sackett), d'après le Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations de l'ANAES, 2000 (4).

Le tableau 10 présente, par ordre alphabétique, les différentes références bibliographiques entrant dans cette analyse, ainsi que leurs principales caractéristiques.

En ce qui concerne la Biodentine™, la très grande majorité des sources d'information provient du département de recherche et développement du fabricant, ou d'études financées par ce dernier.

Réf.	Auteurs et année	Objet d'étude	Type d'étude	Effectif Source	Analyse statistique
1	ABOUT I et coll. 2005	Propriétés physico-chimiques et mécaniques de la Biodentine™	In vitro	-	-
2	ABOUT I et coll. 2008	Réponses cellulaires en présence de Biodentine™	In vitro	-	ANOVA P<0,53 et test de Duncan
3	ABOUT I et coll. 2005	Cytotoxicité et génotoxicité de la Biodentine™	In vitro	-	-
6	AL-HEZAIMI K et coll. 2005	Effets du WMTA sur <i>Candida Albicans</i>	In vitro	-	Test de Kruskal-Wallis
9	BONSON S et coll. 2004	Effets du MTA au contact des fibroblastes	In vitro	-	ANOVA P<0,22
11	BRONNEC F 2012	Indications endodontiques de la Biodentine™	Article thérapeutique Rapport de cas	1 dent humaine par indication	-
12	CAMILLERI J 2010	Radio-opacifiants de ciments à base de silicate de calcium	In vitro	-	-
13	CAMILLERI J et coll. 2011	Etanchéité du MTA	In vitro	-	ANOVA P<0,05
14	CAMILLERI J et coll. 2004	Biocompatibilité du MTA	In vitro	-	-
15	CHEN CL et coll. 2010	Expression de COX-2 par les cellules pulpaire en présence de MTA	In vitro	-	Test de Student-Newman-Keuls P<0,05
16	CHEN CL et coll. 2009	Effets du MTA et de ciments à base de silicate de calcium sur des cellules MG63	In vitro	-	Test de Student-Newman-Keuls P<0,05
19	COLON P et coll. 2010	Indications du MTA	Revue de synthèse	-	-
20	DAMMASCHK E T 2011	Coiffage pulpaire direct à la Biodentine™	Article thérapeutique Etude d'un cas	1 dent humaine	-

21	DANESH G et coll. 2006	Propriétés physico-chimiques du MTA face à des ciments Portland	In vitro	-	ANOVA et test de Student-Newman-Keuls P<0,05
22	DARVELL BW et coll. 2011	Propriétés du MTA	Revue de synthèse	Pubmed	-
23	DE OLIVEIRA MG et coll. 2007	Compositions du MTA et des ciments Portland	In vitro	-	-
24	DE VASCONCELO S BC et coll. 2009	Relargage de calcium et pH du MTA	In vitro	-	ANOVA et test de Tukey P<0,05
27	FERNANDEZ-YANEZ SANCHEZ A et coll. 2008	MTA en chirurgie péri-apicale	Revue de synthèse	Pubmed	-
28	FIRLA MT 2010	Coiffage pulpaire direct à la Biodentine™	Article thérapeutique Etude d'un cas	1 dent humaine	-
29	FRIDLAND M et coll. 2005	Solubilité du MTA	In vitro	-	ANOVA et test de Kolmogorov-Sminov
30	GANDOLFI MG et coll. 2010	Formations apatitiques à la surface des ciments à base de silicate de calcium	In vitro	-	-
31	GOHRING KS et coll. 2004	Indications du MTA	Revue de synthèse	-	-
32	GOHRING KS et coll. 2004	Indications du MTA	Revue de synthèse	-	-
33	GOUPY L 2011	Coiffage pulpaire direct à la Biodentine™	Article thérapeutique Etude d'un cas	1 dent humaine	-
34	HAKKI SS et coll. 2009	Effets du MTA sur la survie cellulaire et la minéralisation par les cémentoblastes	In vitro	-	Analyse de variance et test de Tukey
36	HAN L et coll. 2011	Relargage d'ions par le MTA et la Biodentine™	In vitro	40 dents animales	ANOVA, Test de Tukey et U-test de Mann-Whitney P<0,05
37	HAN L et coll. 2010	Morphologie et composition des précipités sur du MTA	In vitro	-	-

39	HOLLAND R et coll. 2004	Réponse histomorphologique des cellules pulpaire de chiens après coiffage direct au MTA	Article thérapeutique Etude menée sur animaux	15 dents animales	-
40	KOUBI G et coll. 2012	Restauration de dents postérieures avec de la Biodentine™ vs. composite	Article thérapeutique Etude prospective randomisée	212 sujets	U-test de Mann-Whitney et t-test de Wilcoxon P<0,05
41	KOUBI G et coll. 2011	Biodentine™	Revue de synthèse	-	-
42	KOUBI S et coll. 2012	Etanchéité au glucose de la Biodentine™ vs CVI-MAR	In vitro Etude comparative randomisée	30 dents humaines	Test de Mann-Whitney P<0,53
43	LAURENT P et coll. 2012	Sécrétion de TGF- β 1 par les cellules pulpaire en contact avec de la Biodentine™	In vitro	15 dents humaines	Test de Kruskal-Wallis et Mann-Whitney P<0,05
44	MAIN C et coll. 2004	Réparation de perforations radiculaires au MTA	Article thérapeutique Etude retrospective	16 sujets	-
45	MATSUNAGA T et coll. 2010	Respect de la norme ISO à propos de la présence d'arsenic dans le MTA	In vitro	-	t-test P<0,22
47	MEJARE I et coll. 1993	Coiffage pulpaire direct à l'hydroxyde de calcium	Article thérapeutique	37 dents humaines	-
50	NAIK S et coll. 2005	Coiffage pulpaire direct au MTA sur molaires temporaires	Article thérapeutique Etude comparative randomisée	47 dents humaines	-
51	NAIR PN et coll. 2008	Réponse pulpaire au coiffage direct avec du MTA	In vitro Etude comparative randomisée	33 dents humaines	ANOVA
52	OKIJI T et coll. 2009	Propriétés biologiques du MTA	Revue de synthèse	-	-
53	PARIROKH M et coll. 2010	Propriétés physico-chimiques et antibactériennes du MTA	Revue de synthèse	Pubmed Cochrane	-
54	PARIROKH M et coll. 2010	Biocompatibilité du MTA	Revue de synthèse	Pubmed Cochrane	-

55	PARIROKH M et coll. 2010	Applications cliniques, inconvénients et mécanismes d'action du MTA	Revue de synthèse	Pubmed Cochrane	-
56	PEREZ AL et coll. 2003	Effets différents du WMTA et du GMTA sur cellules ostéoblastiques	In vitro	-	-
57	PERTOT WJ 2010	Traitements des perforations	Revue de synthèse	-	-
58	POGGIO C et coll. 2007	Solubilité de matériaux d'obturation à rétro	In vitro	-	ANOVA P<0,22
59	ROBERTS HW et coll. 2008	Indications du MTA	Revue de synthèse	Pubmed Scopus	-
63	SEPTODONT RESEARCH D 2010	Propriétés et indications du MTA	Revue de synthèse	-	-
64	SETBON HM et coll. 2012	Caractéristiques de prise des ciments à base de silicate de calcium	In vitro	-	-
65	SHIE MY et coll. 2009	Effet d'une solution à pH physiologique sur le MTA	In vitro	-	Test de Scheffe P<0,05
66	SIMANCAS-PALLARES MA et coll. 2010	Pulpotomie de dents temporaires au MTA	Revue de synthèse	MEDLINE Cochrane	-
67	SONG JS et coll. 2006	Compositions des ciments Portland et de différents MTA	In vitro	-	-
69	VALYI E et coll. 2010	Effet anti-bactérien de ciments alcalins et acides	In vitro	-	-
70	ZANINI M et coll. 2012	Stimulation de la minéralisation pulpaire par la Biodentine™	In vitro	-	U-test de Mann-Whitney P<0,05

Tableau 10 : Références bibliographiques composant l'analyse de la littérature, et leurs principales caractéristiques.

Au total, 52 articles sont retenus, provenant de la base de données PubMed, ainsi que du dossier scientifique sur la Biodentine™, fournit par le laboratoire Septodont. Parmi ceux-ci, 14 sont des revues de synthèse d'études préalablement menées, 9 sont des articles thérapeutiques d'études réalisées in vivo avec des sujets humains, et 29 sont des études in vitro réalisées à l'aide d'échantillons soit d'origine humaine, soit animale, ou encore avec de simples échantillons des matériaux étudiés.

IV.1 – ANALYSE DES REVUES DE SYNTHÈSE

Les références correspondantes à ce type d'étude sont les suivantes : 19, 22, 27, 31, 32, 41, 52, 53, 54, 55, 57, 59, 63, 66.

	Totalement	Partiellement	Pas du tout
1. LES OBJECTIFS DE LA REVUE DE SYNTHÈSE SONT CLAIREMENT EXPOSÉS	22, 53, 54, 55, 52, 27, 66, 59, 31, 32	57, 41, 63, 19	
2. METHODOLOGIE			
2.1. Procédures de sélection			
- l'auteur décrit ses sources de données	22, 53, 54, 55, 27, 66, 59		52, 31, 32, 57, 41, 63, 19
- les critères de sélection des études sont pertinents	66, 59	53, 54, 55, 27	22, 52, 31, 32, 57, 41, 63, 19
- les critères d'inclusion et d'exclusion sont décrits	53, 54, 55, 66, 59	27	22, 52, 31, 32, 57, 41, 63, 19
- les études non publiées sont prises en compte		19	22, 53, 54, 55, 52, 27, 66, 59, 31, 32, 57, 41, 63
2.2. Méthode d'analyse			
- les modalités de la lecture critique sont précisées		66, 59	22, 53, 54, 55, 52, 27, 31, 32, 57, 41, 63, 19
- l'auteur présente la méthode utilisée pour réaliser la synthèse des résultats	66	27, 59	22, 53, 54, 55, 52, 31, 32, 57, 41, 63, 19
3. RESULTATS			
- l'auteur décrit les résultats	66, 59		22, 53, 54, 55, 52, 27, 31, 32, 57, 41, 63, 19
- l'auteur commente la validité des études choisies	66	53, 54, 55, 59, 19	22, 52, 27, 31, 32, 41, 63
- ses conclusions s'appuient sur des données fiables dont les sources sont citées	66	22, 53, 54, 55, 27, 59	52, 31, 32, 57, 41, 63, 19
4. APPLICABILITE CLINIQUE			
- la revue de synthèse permet de répondre en pratique à la question posée	22, 53, 54, 55, 66, 59	52, 27, 31, 32, 57, 41, 63, 19	

Tableau 11 : Critères d'analyse des revues de synthèse, d'après le Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations de l'ANAES, 2000.

Les principaux éléments ressortant de l'analyse de ces articles sont, qu'en majorité, les auteurs décrivent clairement leurs objectifs, mais en parallèle, ils omettent dans la plupart des cas de fournir des informations précises sur la méthodologie de leur analyse, ainsi qu'à propos de l'exploitation des résultats. Le manque de critique sur les sources utilisées, et l'insuffisance dans la description de la méthode d'analyse, entraîne inévitablement un faible niveau de preuve.

À partir de ces critères, il est possible de classer ces études selon les différents grades :

Grade B : 66

Grade C : 19, 22, 27, 31, 32, 41, 52, 53, 54, 55, 57, 59, 63.

IV.2 – ANALYSE DES ARTICLES THERAPEUTIQUES

Les références correspondantes sont celles-ci : 11, 20, 28, 33, 39, 40, 44, 47, 50.

	Oui	Non	?
1. LES OBJECTIFS SONT CLAIREMENT EXPOSES	33, 39, 40, 44, 47, 50	11, 20, 28	
2. METHODOLOGIE DE L'ETUDE			
- l'étude est comparative	40, 50	11, 20, 28, 33, 39, 44, 47	
- l'étude est prospective	40, 47, 50	11, 20, 28, 33, 39, 44	
- l'étude est randomisée	40, 50	11, 20, 28, 33, 39, 44, 47	
- le calcul du nombre de patients a été fait a priori	39, 40, 44, 47, 50		11, 20, 28, 33
- la population de l'étude correspond à la population habituellement traitée	11, 20, 28, 33, 40, 44, 47, 50	39	
- toutes les variables cliniquement présentes sont prises en compte	40	11, 20, 28, 33, 39, 44, 47, 50	
- l'analyse statistique est adaptée	40		11, 20, 28, 33, 39, 44, 47, 50
- l'analyse est faite en intention de traiter	11, 20, 28, 33, 40, 47, 50	39	44
3. LES RESULTATS SONT COHERENTS AVEC L'OBJECTIF DE L'ETUDE ET TIENNENT COMPTE D'EVENTUELS EFFETS SECONDAIRES	11, 20, 28, 33, 39, 40, 44, 47, 50		
4. APPLICABILITE CLINIQUE			
- la signification clinique est donnée	11, 20, 28, 33, 39, 40, 44, 47, 50		
- les modalités de traitement sont applicables en routine	11, 20, 28, 33, 40, 44, 47, 50	39	

Tableau 12 : Critères d'analyse des articles thérapeutiques, d'après le Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations de l'ANAES, 2000.

L'analyse des articles thérapeutiques fait ressortir un manque de rigueur de la part de certains auteurs concernant l'exposition des objectifs et la méthodologie. La plupart des études menées sur les matériaux étudiés ne le sont que sur de petits effectifs, voire même sur un seul cas.

Seule l'étude prospective randomisée de KOUBI G et coll. (40), répond à suffisamment de critères pour être élevée au grade B.

Grade B : 40

Grade C : 11, 20, 28, 33, 39, 44, 47, 50.

IV.3 – ANALYSE DES ETUDES IN VITRO

Étant par définition menées ex vivo, la transposition in vivo des conclusions issues de ces études ne peut être qu'hypothétique. De ce fait la force de recommandation de telles investigations ne peut qu'appartenir au **Grade C**.

Composant la majorité des articles réunis pour la réalisation de cette revue de la littérature, il s'avère tout de même indispensable d'évaluer la qualité de ces travaux, afin de mieux en appréhender les résultats.

Le guide de l'ANAES ne fournissant pas de méthode d'analyse des études in vitro, des critères semblables aux précédentes parties sont utilisés, dans le but de classer ces références selon leur qualité de réalisation, de cette manière : **Bonne / Moyenne / Insuffisante.**

Les références correspondantes sont les suivantes : 1, 2, 3, 6, 9, 12, 13, 14, 15, 16 ,
21, 23, 24, 29, 30, 34, 36, 37, 42, 43, 45, 51, 56, 58, 64, 65, 67, 70.

	Oui	Non ou NC	Pas nécessaire
1. LES OBJECTIFS SONT CLAIREMENT EXPOSES	12, 23, 15, 30, 67, 24, 37, 13, 2, 1, 43, 36, 42, 51, 45, 64, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 16, 9, 69, 3, 70		
2. METHODOLOGIE DE L'ETUDE			
- le protocole est clairement et complètement décrit	12, 15, 30, 24, 37, 13, 2, 43, 36, 42, 51, 45, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 9, 70	23, 67, 1, 64, 16, 69, 3	
- l'étude est comparative	12, 23, 15, 30, 67, 24, 37, 13, 2, 1, 43, 36, 42, 51, 45, 64, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 16, 9, 69, 3, 70		
- l'étude est randomisée	42, 51	12, 23, 15, 30, 67, 24, 37, 13, 2, 1, 43, 36, 45, 64, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 16, 9, 69, 3, 70	
- les échantillons sont d'origine humaine	43, 42, 51, 9, 3	15, 67, 24, 37, 13, 2, 36, 14, 56, 34, 16, 70	12, 23, 30, 1, 45, 64, 29, 21, 58, 65, 6, 69
- le nombre d'échantillon est important (>30)	36, 42, 51, 6	12, 23, 15, 30, 67, 24, 37, 13, 2, 43, 45, 64, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 34, 16, 9, 69, 3, 70	
- les résultats sont issus d'une analyse statistique	15, 24, 13, 2, 43, 36, 42, 51, 45, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 16, 9, 70	64, 14, 56, 12, 23, 30, 67, 37, 1, 69, 3	
3. LES RESULTATS SONT COHERENTS AVEC L'OBJECTIF	12, 23, 15, 30, 67, 24, 37, 13, 2, 1, 43, 36, 42, 51, 45, 64, 14, 56, 29, 21, 58, 65, 6, 34, 16, 9, 69, 3, 70		
4. EXPLOITABILITE DES RESULTATS POUR LE CLINICIEN	15, 30, 24, 37, 13, 2, 43, 36, 42, 51, 45, 14, 56, 29, 34, 21, 58, 6, 16, 9, 70	67, 1, 64, 69, 3	12, 23

Tableau 13 : Critères d'analyse des études in vitro, inspirés de la méthode de l'ANAES. NC=Donnée non-communiquée.

Cette analyse permet de constater, comme pour les études précédentes, des lacunes dans la méthodologie, notamment dans le nombre d'échantillons. Cependant, ces études permettent pour la majorité d'obtenir des informations importantes sur les propriétés des matériaux étudiés, pouvant influencer le choix du clinicien.

La classification de ces travaux selon leur qualité est la suivante :

Bonne : 42, 51

Moyenne : 2, 6, 9, 12, 13, 14, 15, 16, 21, 24, 29, 30, 34, 36, 37, 43, 45, 56, 58, 65, 70

Insuffisante : 1, 3, 23, 64, 67, 69.

L'histogramme ci-dessous (Figure 22) permet de visualiser cette répartition.

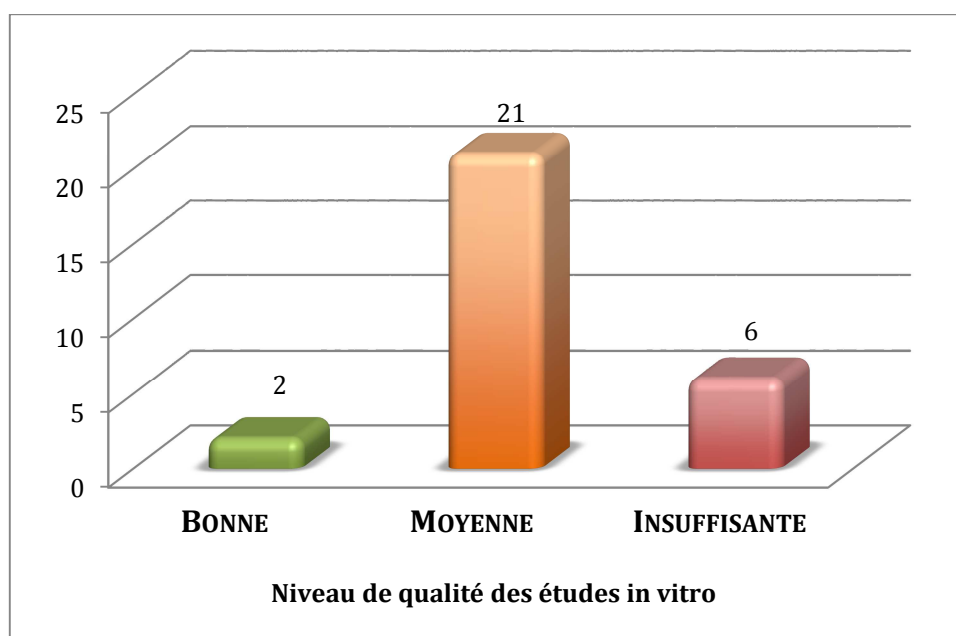


Figure 22 : Répartition des études in vitro ayant servies à la réalisation de ce travail, selon leur niveau de qualité.

IV.4 – DISCUSSION

Le résultat de l'analyse de tous les articles scientifiques nous amène au constat suivant : seules deux investigations peuvent se voir attribuer le grade B. L'une est une revue de synthèse concernant l'indication du MTA comme matériau de coiffage pulpaire direct sur dents temporaires (66), et la seconde est une étude prospective randomisée sur l'utilisation de la Biodentine™ comme substitut dentinaire (40).

Le reste des études regroupées intègre le plus faible niveau de preuve, le grade C.

L'histogramme suivant (Figure 23) permet de visualiser la répartition des différents travaux, et d'apprécier la proportion de chaque type d'études au sein des trois niveaux de preuve.

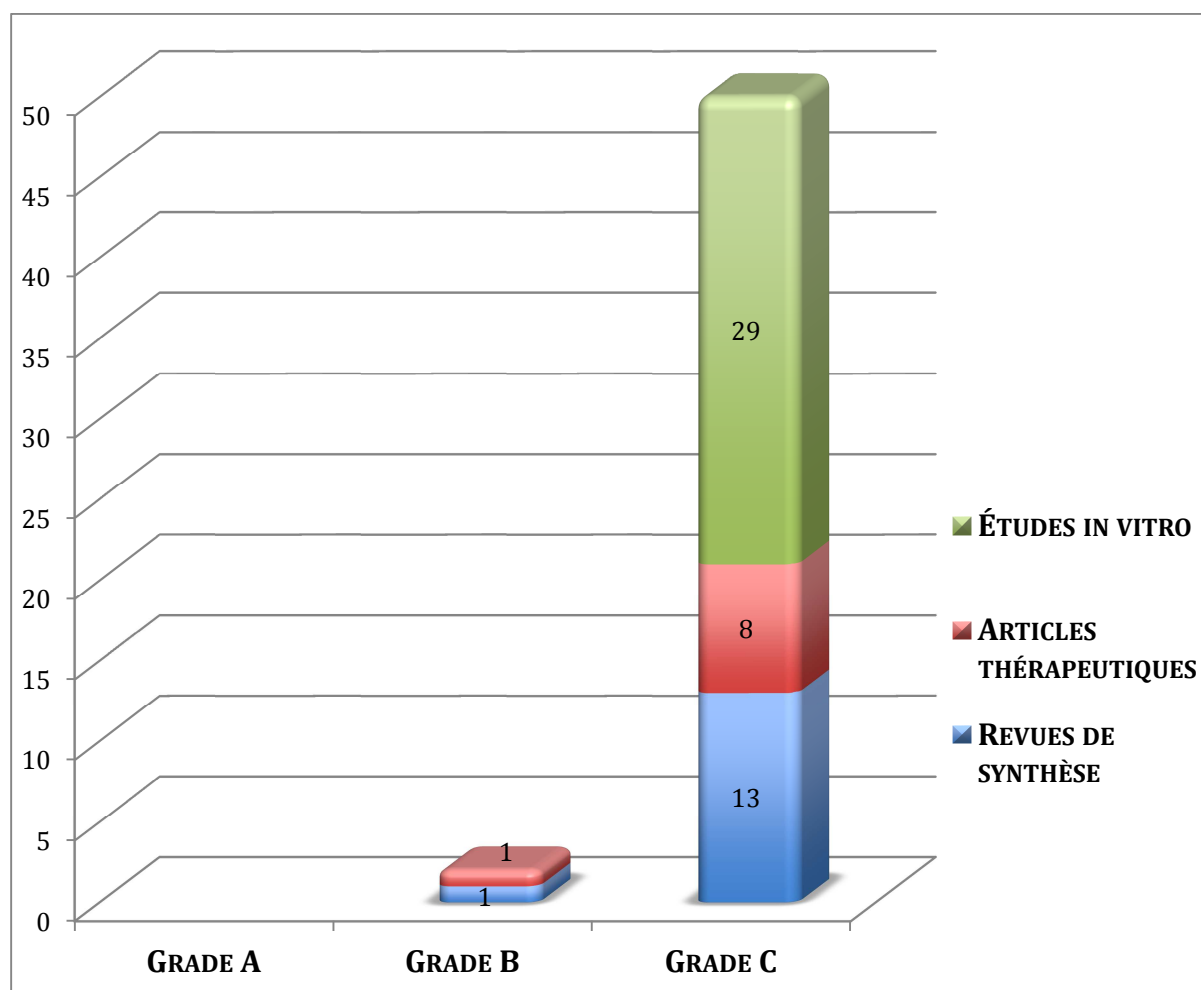


Figure 23 : Répartition des différents types d'articles ayant servis à la réalisation de ce travail, selon leur force de recommandation.

Il est à présent possible d'affirmer que, malgré une mise sur le marché antérieure de douze ans pour le MTA, et par conséquent une littérature plus importante à son sujet, le niveau de preuve et la force de recommandation des informations à son propos ne sont guères plus significatifs que ceux traitant de la Biodentine™.

Au sein de la sphère odontologique, la quasi-totalité des matériaux mis sur le marché ne possède pas une littérature à bon niveau de preuve. En effet, la législation n'oblige pas les fabricants à réaliser des essais cliniques avant la commercialisation. Seul le respect des normes ISO leur est exigé.

Il est facile de se rendre compte que le laboratoire Septodont fait l'effort de s'investir dans des essais cliniques, pour fournir à son matériau une littérature à bonne force de recommandation, dans le but d'en démontrer l'efficacité clinique par rapport aux matériaux déjà présents sur le marché. Après l'étude prospective randomisée de Koubi G. et coll. (40) sur ses indications comme substitut dentinaire en odontologie restauratrice, le laboratoire, aidé de plusieurs investigateurs réputés dans le domaine, tel que Machtou P., réalise un essai clinique également prospectif et randomisé, au sujet de toutes les indications endodontiques de la Biodentine™. Les résultats du premier contrôle à 6 mois ont été recueillis et analysés, mais ne sont pas encore publiés. Ils devraient paraître au cours de l'année 2013.

CONCLUSION

Par cette analyse comparative de la littérature sur chacun des deux matériaux, confrontant leurs propriétés et indications, plusieurs différences et points communs sont ressortis. Parmi les plus importants, une biocompatibilité équivalente, mais un temps de prise nettement plus court et des propriétés mécaniques significativement supérieures pour la Biodentine™.

Concernant leurs indications, exceptée l'utilisation comme substitut dentinaire définitif ou amélo-dentinaire transitoire, elles sont les mêmes : à savoir, la conservation de la vitalité pulpaire par coiffage direct, la réparation de toutes les pertes de substances du système endodontique et l'apexification. Cependant, la bioactivité sur le complexe parodontal du matériau du laboratoire Septodont doit être démontrée.

Pour ce qui est de l'aspect pratique, l'utilisation du MTA semble plus complexe, sauf pour le MM-MTA™ qui, comme la Biodentine™, est conditionné en capsules pré-dosées mises en œuvre grâce à un vibreur-mélangeur. La différence de coût au gramme entre les deux matériaux étudiés, aspect important pour le clinicien, varie du simple au quintuple en défaveur du MTA, limitant fortement son accessibilité.

Par l'analyse critique de la littérature employée pour la réalisation de ce travail, il est facile de noter un manque de significativité pour les deux parties.

Les avantages avancés par le fabricant de la Biodentine™ semblent confirmés par cette étude. Cependant, le manque de recul clinique et l'absence d'information sur les effets inducteurs exercés sur le milieu parodontal, doivent mettre en garde le praticien. Il conviendrait donc de posséder les deux matériaux au sein de l'arsenal thérapeutique, afin de privilégier l'utilisation de l'un ou l'autre selon la situation clinique. Par exemple, dans le cas d'une réparation endodontique nécessitant de bonnes propriétés mécaniques, telle que la restauration d'une face sous le niveau osseux, devant supporter par la suite une reconstitution au composite ou une réhabilitation prothétique scellée ou collée, la Biodentine™ se verrait plus indiquée. Dans le cas où les propriétés mécaniques de la réparation peuvent être plus faibles, par exemple pour l'apexification ou l'obturation *a retro*, la preuve fournie par la littérature sur la bioactivité du MTA sur le complexe parodontal semble plus indiquer ce dernier.

L'aspect financier entrerait également en jeu dans le choix du matériau. Le dépassement d'honoraire pouvant découler de l'utilisation du MTA peut ne pas être supporté par certains patients. La Biodentine™, ayant un coût plus faible, pourrait répondre à ce problème.

Ce travail d'analyse de la littérature peut-être considéré comme une synthèse des informations disponibles au sujet de ces deux ciments à base de silicate de calcium hydraté. Cette étude a pour but de permettre au clinicien d'orienter son choix en prenant en compte tous les aspects cliniques de la prise en charge bucco-dentaire pluridisciplinaire. Ce type de matériau tend à remplacer petit à petit l'utilisation de l'hydroxyde de calcium, gold standard actuel pour les indications précédemment citées. Associée à ces matériaux de réparation endodontique, une technique en développement, la revascularisation pulpaire, serait en marche pour devenir l'avenir de l'endodontie.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1 **ABOUT I, COLOMBANI J, RASKIN A et DEJOU J.**
Physical, chemical and mechanical behavior of a new material for direct posterior fillings.
Eur Cell Mater 2005;**10**(suppl 4):22.
- 2 **ABOUT I, LAURENT P, CAMPS J et coll.**
Induction of specific cell responses to Ca₃SiO₅-based posterior restorative material.
Dent Mater 2008;**24**:1486-1494.
- 3 **ABOUT I, RASKIN A, DE MEO M, DEJOU J**
Cytotoxicity and genotoxicity of a new material for direct posterior fillings.
Eur Cell Mater 2005;**10**(4):23.
- 4 **AGENCE NATIONALE D'ACCREDITATION ET D'EVALUATION EN SANTE**
Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations.
Janvier 2000.
<http://www.has-sante.fr>
- 5 **AGENCE NATIONALE DE SECURITE DES MEDICAMENTS ET PRODUITS DE SANTE**
Liste des dispositifs médicaux 2012.
<http://www.anism.sante.fr>
- 6 **AL-HEZAIMI K, AL-HAMDAN K, NAGHSHBANDI J et coll.**
Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro.
J Endod 2005;**31**(9):684-686.
- 7 **ANGELUS (Laboratoire).**
Endodontic cement, MTA, 2012.
https://www.angelus.ind.br/pt/cimentos_endodonticos/mta/
- 8 **BEER R, BAUMANN MA et KIELBASSA AM.**
Atlas de poche d'endodontie.
Paris:Flammarion,2006.
- 9 **BONSON S, JEANSONNE BG et LALLIER TE**
Root-end filling materials alter fibroblast differentiation.
J Dent Res 2004;**83**(5):408-413.
- 10 **BREILLAT JJ**
Apexification. Apexogenesis.
Rev Odontostomatol 1996;**19**(6):483-492.

- 11 BRONNEC F.**
Biodentine™ pour le traitement des perforations, l'apexification et l'obturation à rétro.
Inf Dent 2012;**94**(7):20-24.
- 12 CAMILLERI J.**
Hydration characteristics of calcium silicate cements with alternative radioopacifiers used as root-end filling materials.
J Endod 2010;**36**(3):502-508.
- 13 CAMILLERI J, GANDOLFI MG, SIBONI F et coll.**
Dynamic sealing ability of MTA root canal sealer.
Int Endod J 2011;**44**:9-20.
- 14 CAMILLERI J, MONTESIN FE, PAPAIOANNOU S et coll.**
Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate.
Int Endod J 2004;**37**(10):699-704.
- 15 CHEN CL, KAO CT, DING SJ et coll.**
Expression of the inflammatory marker cyclooxygenase-2 in dental pulp cells cultured with mineral trioxide aggregate or calcium silicate cements.
J Endod 2010;**36**(3):465-468.
- 16 CHEN CL, HUANG TH, DING SJ et coll.**
Comparison of calcium and silicate cement and mineral trioxide aggregate biologic effects and bone markers expression in MG63 cells.
J Endod 2009;**35**(5):682-685.
- 17 CLAISSE-CRINQUETTE A.**
Pharmacologie endodontique (II) : Les matériaux d'obturation canalaire et leurs solvants.
Encycl Méd Chir (Paris), Médecine buccale, 28720X11, 2011,
- 18 COLON P.**
Symposium Biodentine™
Inf Dent 2010;**92**(37):12-14.
- 19 COLON P, GOLDBERG M.**
Biodentine™ : « Vers une dentine synthétique en capsule ? »
Cercle Dentaire 2010 ;**42**:1-11.
- 20 DAMMASCHKE T.**
Biodentine™ : nouveau substitut dentinaire bioactif pour le coiffage pulpaire direct.
Chir Dent Fr 2011 O;**1500**:1-6.
- 21 DANESH G, DAMMASCHKE T, GERTH HU et coll.**
A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements.
Int Endod J 2006;**39**(3):213-219.

- 22 **DARVELL BW et WU RCT.**
« MTA »- An hydraulic silicate cement : Review update and setting reaction.
Dent Mater 2011 Feb ;**27**:407-422.
- 23 **DE OLIVEIRA MG, XAVIER CB et coll.**
Comparative chemical study of MTA and Portland cements.
Braz Dent J 2007;**18**(1):3-7
- 24 **DE VASCONCELOS BC et coll.**
Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;**108** :135-139.
- 25 **DENTSPLY-MAILLEFER (Laboratoire).**
ProRoot® MTA, 2012.
<http://www.dentsply.fr>
- 26 **DENTSPLY-MAILLEFER (Laboratoire).**
Notice d'utilisation ProRoot® MTA
Ballaigues :Dentsply-Maillefer,2006.
- 27 **FERNANDEZ-YANEZ SANCHEZ A, LECO-BERROCAL MI et MARTINEZ-GONZALEZ JM.**
Metaanalysis of filler materials in periapical surgery.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2008;**13**(3):E180-E185.
- 28 **FIRLA MT.**
Direct pulp capping with a bioactive dentine substitute.
<https://www.septodont.fr>
- 29 **FRIDLAND M et ROSADO R.**
MTA solubility: a long term study.
J Endod 2005;**31**(5):376-9.
- 30 **GANDOLFI MG, CIAPETTI G, TADDEI P et coll.**
Apatite formation on bioactive calcium silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation.
Dent Mat 2010;**26**:974-992.
- 31 **GOHRING KS, LEHNERT B et ZEHNDER M.**
Une revue des domaines d'indication du MTA. 1^{ère} partie : propriétés chimiques, physiques et biologiques du MTA.
Rev Mens Suisse Odontostomatol 2004;**114**(2):149-153.
- 32 **GOHRING KS, LEHNERT B et ZEHNDER M.**
Une revue des domaines d'indication du MTA. 2^{ème} partie : utilisations et applications cliniques.
Rev Mens Suisse Odontostomatol 2004;**114**(3):231-234.

- 33 **GOUPY L.**
Biodentine™ : utilisation d'un nouveau substitut dentinaire pour la dentisterie conservatrice pédiatrique.
Inf Dent 2011;**93**(33):14-19.
- 34 **HAKKI SS, BOZKURT SB, HAKKI EE et coll.**
Effects of mineral trioxide aggregate on cell survival, gene expression associated with mineralized tissues, and biomineralization of cementoblasts.
J Endod 2009 Apr;**35**(4):513-519
- 35 **HALL C.**
On the history of Portlanc cement after 150 years.
J Chem Educ 1976 ;**53**(4):222-223.
- 36 **HAN L et OKIJI T.**
Uptake of calcium and silicon release from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine.
Int Endod J 2011;**44**(12):1081-1087.
- 37 **HAN L, OKIJI T et OKAWA S.**
Morphological and chemical analysis of different precipitates on mineral trioxide aggregate immersed in different fluids.
Dent Mat 2010;**29**(5):512-517.
- 38 **HESS JC, MEDIONI E, VENE G.**
Thérapeutique endodontique. Ensemble pulpo-dentinaire. Conservation de la vitalité pulpaire: le coiffage.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23035 A 10,1990.
- 39 **HOLLAND R et FARACO JUNIOR IM.**
Histomorphological response of dogs' dental pulp capped with white mineral trioxide aggregate.
Braz Dent J 2004;**15**(2):104-108.
- 40 **KOUBI G, COLON P, FRANQUIN JC et coll.**
Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth – a prospective study.
Clin Oral Invest Mar 2012;Epub.
- 41 **KOUBI G, WEISROCK G, BOTTERO MJ et FRANQUIN JC**
Biodentine™ : un nouveau substitut dentinaire.
Clinic 2011;**32**:497-505.
- 42 **KOUBI S, ELMERINI H, KOUBI G et coll.**
Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations.
Int J Dent 2012;Epub.

- 43 **LAURENT P, CAMPS J et ABOUT I.**
Biodentine™ induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization.
Int Endod J 2012;**45**(5):439-448.
- 44 **MAIN C, MIRZAYAN N, SHABAHANG S et TORABINEJAD M.**
Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study.
J Endod 2004;**30**(2):80-83.
- 45 **MATSUNAGA T, TSUJIMOTO M, KAWASHIMA T et coll.**
Analysis of arsenic in gray and white mineral trioxide aggregates by using atomic absorption spectrometry.
J Endod. 2010;**36**(12):1988-1990.
- 46 **MEDIONI E et VENE G.**
Complications des traitements radiculaires.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23060 A 10, 1994.
- 47 **MEJARE I et CVEK M.**
Partial pulpotomy in young permanent teeth with deep carious lesions
Endod Dent Traumatol 1993;**9**:238-242.
- 48 **MICRO-MEGA (Laboratoire).**
MM-MTA™
<http://www.micro-mega.com>
- 49 **MICRO-MEGA (Laboratoire).**
Notice d'utilisation MM-MTA™
<http://www.micro-mega.com>
- 50 **NAIK S et HEDGE AM.**
Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: An in vivo study.
J Indian Soc Pedod Prev Dent 2005;**23**:13-16.
- 51 **NAIR PN, DUNCAN HF, PITT FORD TR et LUDER HU.**
Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial.
Int Endod J 2008;**41**(2):128-150.
- 52 **OKIJI T et YOSHIBA K.**
Reparative dentinogenesis induced by mineral trioxide aggregate : A review from the biological and physicochemical points of view.
Int J Dent Sep 2009;Epub
- 53 **PARIROKH M, TORABINEJAD M et coll.**
Mineral Trioxide Aggregate : A comprehensive literature review – Part I : Chemical, physical, and antibacterial properties.
J Endod 2010;**36**(1):17-24.

- 54 **PARIROKH M, TORABINEJAD M et coll.**
Mineral Trioxide Aggregate : A comprehensive literature review – Part II : Leakage and biocompatibility investigations.
J Endod 2010;**36**(2):190-202.

- 55 **PARIROKH M, TORABINEJAD M et coll.**
Mineral Trioxide Agregate : A comprehensive literature review – Part III : Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action.
J Endod 2010;**36**(3):400-413.

- 56 **PEREZ AL, SPEARS R, GUTMANN JL et OPPERMAN LA.**
Osteoblasts and MG-63 osteosarcoma cells behave differently when in contact with ProRoot MTA and White MTA.
Int Endod J. 2003;**36**(8):564-70.

- 57 **PERTOT WJ.**
Perforations : possibilités actuelles de traitement.
Inf Dent 2010;**92**(22):109-116.

- 58 **POGGIO C, LOMBARDINI M, ALESSANDRO C et SIMONETTA R.**
Solubility of root-end-filling materials: a comparative study.
J Endod 2007;**33**(9):1094-1097.

- 59 **ROBERTS HW, TOTH JM, BERZINS DW et CHARLTON DG.**
Mineral trioxide aggregate use in endodontic treatment : A review of literature.
Dent Mater 2008;**24**:149-164.

- 60 **SAUVEUR G et MESBAH M.**
Résorptions pathologiques des dents permanentes évoluées.
Encycl Méd Chir (Paris), Stomatologie/Odontologie, 22032 K 10, 2003.

- 61 **SEPTODONT (Laboratoire).**
Biodentine™ : Fiche produit.
<http://www.septodont.fr>

- 62 **SEPTODONT (Laboratoire).**
Biodentine™ : Fiches de données de sécurité.
<http://www.septodont.fr>

- 63 **SEPTODONT RESEARCH AND DEVELOPMENT DEPARTMENT.**
Biodentine™ : Scientific file.
<http://www.septodont.fr>

- 64 **SETBON HM, LELOUP G, LEPRINCE JG**
Surface and setting characteristics of five commercially available silicate-based cements.
Dent Mater 2012;**28**:e55-e56.

- 65 SHIE MY, HUANG TH, KAO CT, HUANG CH et coll.**
The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate.
J Endod 2009;**35**(1):98-101.
- 66 SIMANCAS-PALLARES MA, DIAZ-CABALLERO AJ et LUNA-RICARDO LM.**
Mineral trioxide aggregate in primary teeth pulpotomy. A systematic literature review.
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2010;**15**(6):E942-E946.
- 67 SONG JS et coll.**
Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot® MTA, white ProRoot® MTA, and gray MTA-Angelus®.
Oral Surg Oral Med Oral Patol Oral Radiol Endod 2006;**102**:809-815.
- 68 US FOOD AND DRUG ADMINISTRATION.**
Autorisation MTA 1998.
http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf/K980332.pdf
- 69 VALYI E, COLON P, BORNAND F, DECORET D et GROGOGHEAT B.**
Ciments alcalins ou acides à usage odontologique : action sur quelques sources bactériennes représentatives.
SFBD (Société Francophone des Biomatériaux Dentaires), Barcelone, Juillet 2010.
- 70 ZANINI M, SAUTIER JM, BERDAL A et SIMON S.**
Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulate biomineralization.
J Endod 2012;**38**(9):1220-1225.

REFERENCES ICONOGRAPHIQUES

Figure 1 : WMTA et GMTA en microscopie électronique à balayage, Camilleri J et coll, Dent Mat 2005.

Figure 2 : Radiographie rétro-alvéolaire, radio-opacité du ProRoot-MTA®, Bogen G et coll, JADA 2008.

Figure 3 : Présentation schématique du ProRoot®-MTA par son fabricant, Dentsply-Maillefer, <http://www.dentsply.fr>.

Figure 4 : Présentation du ProRoot®-MTA, Dentsply-Maillefer, <http://www.dentsply.fr>.

Figure 5 : Présentation du MTA-Angelus®, Angelus, http://www.angelus.ind.br/pt/cimentos_endodonticos/mta/.

Figure 6 : Présentation du matériau MTA-Fillapex®, Angelus, http://www.angelus.ind.br/pt/cimentos_endodonticos/mta/.

Figure 7 : Présentation du MM-MTA™, Micro-Mega, <http://www.micro-mega.com>.

Figure 8 : Poudre de Biodentine™ en microscopie électronique à balayage, Colon P et coll, Le cercle dentaire 2010.

Figure 9 : Biodentine™ après sa prise en microscopie électronique à balayage, Koubi G et coll, Clinic 2011.

Figure 10 : Mesure de la résistance électrique de la Biodentine™, Goldberg et coll, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 11 : Radiographie rétro-alvéolaire, radio-opacité de la Biodentine™, Goupy L, ID 2011.

Figure 12 : Evolution de la résistance à la compression selon la méthode normalisée ISO 9917:1991 de la Biodentine™, du Fuji-IX® et du ProRoot-MTA®, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 13 : Dépôt de structure apatitique sur de la Biodentine™ en microscopie électronique à balayage, Laurent et coll, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 14 : Interface Biodentine™/dentine humaine en microscopie électronique à balayage, Dejou et coll, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 15 : Interface Biodentine™/dentine humaine en microscopie électronique à balayage, Colon P et coll, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 16 : Entrée d'un tubule dentinaire en rapport avec de la Biodentine™, en microscopie électronique à balayage, Colon P et coll, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 17 : Tubule dentinaire en rapport avec de la Biodentine™ en microscopie électronique à balayage, Franquin, Biodentine : Scientific File, <http://www.septodont.fr>.

Figure 18 : Présentation schématique des indications de la Biodentine™, Septodont, <http://www.septodont.fr>.

Figure 19 : Cas clinique d'un coiffage pulpaire à l'aide de Biodentine™, Goupy L, ID 2011.

Figure 20 : Présentation de la Biodentine™ par le laboratoire, Septodont, <http://www.septodont.fr>.

Figure 21 : Présentation de la Biodentine™ par le laboratoire ATO Zizine, <http://www.zizine.com>.

Figure 22 : Répartition des études in vitro ayant servi à la réalisation de ce travail, selon leur niveau de qualité.

Figure 23 : Répartition des différents types d'articles ayant servi à la réalisation de ce travail, selon leur force de recommandation.

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Effets de la substitution de l'eau stérile par d'autres solutions lors de la préparation de MTA d'après l'étude de Kogan P et coll, J Endod, 2006.

Tableau 2 : Temps de prise des matériaux testés par rhéométrie dynamique avec une aiguille de Gilmore d'après Nonat et Franquin, 2006.

Tableau 3 : Densités et porosités des matériaux testés par intrusion de mercure, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr

Tableau 4 : Comparaison des principales propriétés physico-chimiques du MTA et de la Biodentine™, Biodentine™ : Scientific File, www.septodont.fr.

Tableau 5 : Comparaison des principales propriétés mécaniques du MTA et de la Biodentine™.

Tableau 6 : Comparaison des principales propriétés biologiques du MTA et de la Biodentine™

Tableau 7 : Comparaison des indications du MTA et de la Biodentine™.

Tableau 8 : Comparaison de la présentation des différents types de MTA et de la Biodentine™, ainsi que leur méthode de mise en œuvre.

Tableau 9 : Niveau de preuve scientifique de la littérature et force des recommandations, ANAES 2000.

Tableau 10 : Références bibliographiques composant l'analyse de la littérature, et leurs principales caractéristiques.

Tableau 11 : Critères d'analyse des revues de synthèse, ANAES 2000.

Tableau 12 : Critères d'analyse des articles thérapeutiques, ANAES 2000.

Tableau 13 : Critères d'analyse des études in vitro, inspirés de la méthode de l'ANAES.

LEGAY (Simon). – Étude comparative des propriétés et des indications du Mineral Trioxide Aggregate et de la Biodentine™ – 88 f. ; ill. ; tabl. ; 70 ref. ; 30cm. – (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2013)

RÉSUMÉ :

Apparus il y a une douzaine d'années, sous forme de Mineral Trioxide Aggregate (MTA), les ciments à base de silicate de calcium hydraté se sont fait une place au sein de notre arsenal thérapeutique, aux côtés de l'hydroxyde de calcium (référence actuelle), en tant que ciments de réparation endodontique, pour les thérapeutiques de coiffage pulpaire direct, le comblement des perforations et résorptions endodontiques, ainsi que pour l'apexification.

C'est en 2010, qu'un nouveau matériau de composition similaire, la Biodentine™, fait son arrivée sur le marché. Son fabricant le propose pour les mêmes indications que l'hydroxyde de calcium et le MTA, auxquelles s'ajoute la possibilité de l'utiliser comme substitut dentinaire définitif ou amélo-dentinaire transitoire.

Ce travail consiste en une revue et une analyse critique de la littérature disponible au sujet du MTA et de la Biodentine™, afin de comparer leurs propriétés et indications, dans le but d'orienter le choix du praticien, qui devra également prendre en compte tous les aspects cliniques dans sa stratégie de prise en charge bucco-dentaire pluridisciplinaire.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Dentisterie conservatrice

MOTS CLEFS MESH

Dentisterie conservatrice – Operative dentistry

Endodontie – Endodontics

Matériaux dentaires – Dental materials

Ciment silicate – Silicate cement

JURY

Président : Professeur PÉREZ F.

Directeur : Docteur MARION D.

Assesseur : Docteur DUPAS C.

Assesseur : Docteur ARMENGOL V.