



HAL
open science

Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques

Charlotte Ritter

► **To cite this version:**

Charlotte Ritter. Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02125294

HAL Id: dumas-02125294

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02125294>

Submitted on 10 May 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 022

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 26 février 2019

Par

Charlotte RITTER

Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques

Dirigée par Docteur Philippe François

JURY

Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Président

Mme le Docteur Fleur Beres

Assesseur

Mme le Docteur Céline Gaucher

Assesseur

Mr le Docteur Philippe François

Assesseur

Mme le Docteur Albane Bussière

Invité



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 04 septembre 2018

Remerciements

À Mme le Professeur Élisabeth Dursun

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux,

Docteur de l'Université Paris 13,

Habilitée à Diriger des Recherches,

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de these d'exercice.
Merci pour l'enseignement de qualité que vous dispensez au sein de
la Faculté. Veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon
plus grand respect.

À Mme le Docteur Fleur Beres

Docteur en Chirurgie dentaire,

Docteur de l'Université Paris Descartes,

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury. Merci pour la qualité de votre enseignement, la transmission de votre expérience à l'Hôpital Bretonneau, votre disponibilité et votre grande gentillesse. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect ainsi que mes remerciements les plus sincères.

À Mme le Docteur Céline Gaucher

Docteur en Chirurgie dentaire,

Docteur de l'Université Paris Descartes,

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes,

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury. Merci pour la qualité de votre enseignement théorique au sein de la Faculté. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus grand respect.

À M. le Docteur Philippe François

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse. Merci pour votre enseignement, votre dévouement à l'Hôpital Bretonneau, pour les évolutions que vous y apportez, votre humilité, pour la confiance que vous m'avez témoignée durant ces années d'études, ces encouragements et cette passion transmise pour la profession. Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de ma profonde estime.

À Mme le Docteur Albane Bussière

Docteur en Chirurgie dentaire

Pour m'avoir fait l'honneur de participer au jury de cette thèse. Merci pour votre disponibilité et la transmission de votre expérience. Veuillez trouver ici le témoignage de mon admiration et l'expression de ma profonde gratitude.

A mes parents, merci pour votre amour, votre soutien, pour votre aide, votre compréhension, vous êtes ma force. Pardon de vous bousculer et merci de me soutenir. Merci pour votre dévouement et d'être l'exemple que vous représentez pour moi aujourd'hui. Merci pour cette curiosité transmise, la soif d'apprendre, l'amour de la musique, pour Keep Tight, pour les repas interminables, pour Sissi à Noël, pour Saint-K, pour Whisky et pour toujours concrétiser vos envies et réaliser vos rêves. Tout cela, c'est grâce à vous. Je vous aime.

A ma sœur, merci d'être ma confidente, mon repère, ma meilleure amie, merci pour tous ces câlins et bisous forcés, ces nuits blanches à rigoler jusqu'à se faire gronder. Je suis fière que tu sois ma sœur, fière de ton chemin parcouru, de la personne formidable que tu as toujours été, de la maman aimante, de la magnifique famille que vous formez Romain Chloé et toi, et de la praticienne dévouée que tu es aujourd'hui. Je t'aime. Et merci Romain pour le socle que tu es, ton sens de l'humour et de rendre ma sœur heureuse.

A Nanou et Papou, merci pour ces valeurs qui font autant parti de moi aujourd'hui. J'espère que de là-haut vous êtes fiers de votre fille, de vos petites-filles et de la famille qu'on est aujourd'hui. Vous me manquez tellement

A Mamie, ma mémoire me fait défaut mais mon cœur sait. Merci pour ces années de bonheur.

A Geneviève,

A ma famille, aux Ritter, aux Chanine, merci pour ces repas de famille si animés et plein d'amour. Les cousins : hâte d'organiser des réunions de famille de ce niveau.

A mes copines Anna, Caro, Théa, Laura merci pour votre soutien, pour votre écoute, pour ces fous rires, pour ces apéros, ces festoch, pour ces verres QG de semaine, pour ces gueules de bois, ces

souvenirs incroyables, tellement de chance de vous avoir, vivement la suite et qu'est-ce que je vous aime. Et merci à Camille, Cha, Melissa, Chloé qui remplissent mon cœur de joie à chaque moment passé ensemble.

A la team penetrux Thea, Mel, Ashley, Jess Mika et Jerem, merci pour ces soirées qui n'avaient aucun sens, ces années d'études ensemble (ouai Thea, Ash et Jess les dentistes après toutes ces conversations de dents), ces vacances, ces rigolades, vous êtes tous fous mais quel kiff. Sans oublier mon Sach

A Sarah, à nos 22 années d'amitié, et cet amour aussi fort, merci pour ton écoute, nos week-ends, le sud, ta famille que j'aime tant, nos vacances ensemble, à nos fringales de gueule de bois, au taekwondo, à un dos tres indétronable, au monopoly, aux invités. Je suis heureuse de t'avoir vu évoluer pendant toutes ces années et de voir que tu es devenue une femme si forte et inspirante.

A Pauline, mon binôme de Bret et littéralement mon gilet de sauvetage de Bret. Je suis tellement heureuse d'avoir croisé ton chemin. Merci de m'avoir changé, merci pour ton ouverture d'esprit, pour ta curiosité, ta joie de vivre, ta voix aiguë, ton humanité, pour ton amour de la nourriture, pour tes mots, ton écoute, pour les (prochains-es) concerts et soirées paillettes. Rien n'aurait été pareil sans toi

A Bao, à la belle et surtout tellement forte personne que tu es, à nos vacances, nos soirées, nos tennis du jeudi soir, nos apéros post tennis du jeudi soir, quelle belle surprise. Sans oublier Leo et Bastos

A la team Budapest, Anna, Kati, Lena, Julien, Quentin, Clément. Merci pour la plus belle expérience de ma vie. Most of all, thanks to my girls, you became so essential to my life, thanks for what you are,

how you changed me and all the good memories I have now with you. Which country are we going to visit next?

A Elsa, à nos journées prothèses, à ce CIDAE de l'enfer, aux cafés au petit bret, au viet le midi et à je suis sure beaucoup d'autres choses, merci pour tout ce que tu m'as appris et d'être là.

Et à Whisky (oui j'ai osé)

Table des matières

INTRODUCTION	3
1. DEFINITION, HISTOIRE ET DESCRIPTION DES MATERIAUX COURAMMENT UTILISES	5
1.1 Définition et histoire :	5
1.1.1. <i>Définition</i>	5
1.1.2. <i>Histoire</i>	5
1.2 Cahier des charges d'un substitut dentinaire idéal	7
1.2.1 <i>Biocompatibilité</i>	7
1.2.2 <i>Résistance mécanique</i>	8
1.2.3 <i>Stabilité dimensionnelle</i>	8
1.2.4 <i>Esthétique</i>	9
1.2.5 <i>Facilité de mise en œuvre</i>	10
1.2.6 <i>Adhérence aux tissus</i>	10
1.2.7 <i>Goût, odeur et pollution</i>	11
1.2.8 <i>Capacité de réparation et d'entretien</i>	11
1.2.9 <i>Aspect financier</i>	12
1.3. Substituts dentinaires les plus utilisés au cours des 30 dernières années	12
1.3.1 <i>Les composites</i>	12
1.3.2 <i>Les CVI et les CVIMAR</i>	18
1.3.3 <i>L'hydroxyde de calcium</i>	22
2 : DESCRIPTION DES EVOLUTIONS RECENTES DES SUBSTITUTS DENTINAIRES	26
2.1. Les composites bulk	26
2.1.1. <i>Description du matériau</i>	26
2.1.2. <i>Biocompatibilité</i>	28
2.1.3 <i>Résistance mécanique</i>	29
2.1.4 <i>Stabilité dimensionnelle</i>	30
2.1.5 <i>Esthétique</i>	30
2.1.6 <i>Facilité de mise en œuvre</i>	31
2.1.7 <i>Adhésion</i>	31

2.1.8	Capacité de réparation et d'entretien	32
2.1.9	Aspect financier	32
2.2.	CVI Haute Viscosité	33
2.2.1	Description du matériau	33
2.2.2	Biocompatibilité	34
2.2.3	Résistance mécanique	35
2.2.4	Stabilité dimensionnelle	36
2.2.5	Esthétique	37
2.2.6	Facilité de mise en œuvre	37
2.2.7	Adhésion	37
2.2.8	Capacité de réparation et d'entretien	38
2.2.9	Aspect financier	38
2.3.	Silicates de calcium	39
2.3.1	MTA	40
2.3.2	Biodentine	42
2.3.3	Autres dérivés biocéramiques.....	46
3 :	CAS CLINIQUES	49
3.1.	Composite Bulk	49
3.1.1	Cas n°1.....	49
3.1.2	Cas n°2.....	52
3.2.	CVI haute viscosité	54
3.3.	Silicates tricalciques.....	57
CONCLUSION	63	

Introduction

L'odontologie conservatrice moderne est le résultat de nombreuses évolutions dans la connaissance et le traitement des pertes de substances de l'organe dentaire dont la carie représente l'étiologie principale.

Le remplacement de cette perte de substance, et la notion complexe de plaie pulpo-dentinaire continuent de poser un certain nombre de problématiques relatives à la conservation de la vitalité pulpaire, la restitution des propriétés mécaniques initiales et la biocompatibilité au sens large de nos restaurations.

Les substituts dentinaires, c'est-à-dire les matériaux destinés à remplacer la dentine ne cessent d'évoluer pour tendre vers une meilleure gestion des problématiques citées auparavant. Cependant, malgré les évolutions, la mise en place de matériaux dans la cavité buccale reste complexe à cause de son pH changeant, la présence de bactéries, de fortes contraintes et son humidité. A ces paramètres difficilement modifiables se surajoute la complexité opératoire liée à l'accès à la lésion, la gestion de l'étanchéité de la plaie-pulpo dentinaire ainsi que la manipulation des différents matériaux dont nous disposons qui demande un respect rigoureux des protocoles opératoires.

Des connaissances en biomécanique et en sciences biologiques sont alors importantes pour choisir un matériau spécifique à l'application qu'on veut lui donner.

Dans une première partie, après avoir présenté succinctement les grandes évolutions dans l'histoire des substituts dentinaires, nous dressons le cahier des charges théorique du substitut dentinaire idéal. Nous présentons également dans cette partie, les matériaux (résines composites, ciment verre ionomères et hydroxyde de calcium) couramment utilisés au cours des trente dernières années afin d'essayer de tendre au mieux vers ces objectifs mécaniques et biologiques.

Dans une deuxième partie, nous présentons les évolutions récentes de ces trois matériaux que sont respectivement les composites Bulk, les CVIs Haute-Viscosité et les Biocéramiques afin de comprendre leur fonctionnement et leurs nouvelles propriétés mécanique.

Enfin dans une dernière partie, nous illustrons les nouvelles potentialités de ces substituts dentinaires et leur utilisation pour simplifier les séquences opératoires ou offrir de nouvelles potentialités cliniques.

1. Définition, histoire et description des matériaux couramment utilisés

1.1 Définition et histoire :

1.1.1. Définition¹

Plusieurs définitions du substitut dentinaire existent dans la littérature. En anglais, deux termes ont pu être isolés : « liner material » et « base material ».

Le terme « liner material » est défini par certains comme étant issu « d'une suspension d'hydroxyde de calcium dans un liquide organique qui après évaporation des solvants donne un film persistant sur la dent appelé liner ». Cependant, d'autres auteurs le définissent de façon plus générale comme étant un matériau qui, appliqué en fine couche sur les parois dentinaires, vient sceller les tubulis et protéger le complexe pulpaire de l'inflammation et des flux bactériens.

Le terme « base material » peut se définir comme étant une couche épaisse et suffisamment résistante pour supporter un matériau de restauration lors de sa mise en place et de sa fonction. Il doit également jouer un rôle dans la protection thermique et électrique. Ainsi, ces deux termes peuvent être considérés comme renvoyant à la notion contemporaine des substituts dentinaires bien que l'utilisation du terme « liner material » puisse porter à débat pour certains auteurs.

Un substitut dentinaire est avant tout un dispositif médical utilisé pour le traitement et la prévention des pertes de substances de l'organe dentaire. Dans l'idéal, son rôle serait de recréer un noyau dentinaire (possédant un module d'élasticité similaire à celui de la dentine) qui serait ultérieurement recouvert par une coque rigide périphérique de résistance à l'usure (possédant un module d'élasticité similaire à celui de l'émail) : il s'intègre donc pleinement dans l'approche biomimétique.

1.1.2. Histoire²

L'utilisation la plus ancienne d'un substitut dentinaire remonterait à -500 Av JC. Les praticiens se servaient alors d'or pour fabriquer des bridges. Grâce à la couche d'oxydation protectrice recouvrant les éléments en or, certaines pièces prothétiques dentaires ont pu être retrouvées sans aucune trace de corrosion lors de fouille archéologique 2000 ans plus tard.

¹ Weiner, « Liners and bases in general dentistry ».

² Sakaguchi, Ferracane, et Powers, *Craig's restorative dental materials*.

Compenser la perte de substance engendrée par une lésion carieuse avec un matériau dans l'objectif de conserver la dent ne fut recommandé que plus tard, par Celsus durant le 1^{er} siècle après JC. Ils utilisaient alors du coton, du plomb ou d'autres matériaux pour tenter de prévenir la fracture de l'organe dentaire face à des pertes de substances importantes.

L'or fut de nouveau utilisé plus tard mais en tant que matériau de restauration de la dent unitaire : il était alors foulé dans la cavité après le traitement de la lésion carieuse

Beaucoup plus tard, dans les années 1700, on note l'apparition de restaurations en ivoire ou en os d'animaux. Ces substances furent notamment utilisées par Ambroise Paré. Toujours en France, c'est au début des années 1800 que l'amalgame à base de mercure fût introduit : c'est le début des substituts dentinaires spécifiques à la dentisterie.

Les États-Unis deviennent alors un pays « leader » dans la recherche en odontologie. On y retrouve le fondateur de la dentisterie moderne, le Docteur G.V. Black, de qui nous vient la classification des cavités. Il reformule la composition des amalgames en les allégeant en cuivre. Cela fait suite à ce qu'on appela la « guerre de l'amalgame » faisant référence à tous les désaccords concernant l'utilisation d'amalgame et sa teneur en mercure.

A la même époque, on utilisait l'oxychlorure de zinc en tant que ciment de restauration et de scellement. On vit après l'apparition du ciment phosphate de zinc. Les ciments à base de silicate ont été développés quelques années plus tard.

Le composite fut utilisé pour la première fois après 1950, avec la technique du mordantage. L'adhésif est ajouté à cette technique 20 ans plus tard. En 1980, les substituts dentinaires photo-polymérisables sont mis sur le marché.

Les années 90 ont été des années cruciales dans l'évolution et l'amélioration des matériaux déjà existants : des adhésifs dentinaires simplifiés, des céramiques renforcées pour bridges fixés, les CVIMAR, les composites fibrés ou encore des matériaux à empreinte modifiés.

Les ciment verre ionomères (CVI), apparaissent en 1972, lorsque Wilson et Kent décident de mélanger la poudre des silicates et le liquide des ciments polycarboxylates de Zinc. Le CVI a ensuite été modifié, notamment par Simmons ou Mac Lean et Gasser, mais depuis peu, on voit apparaître sur le marché des nouveaux CVI dits condensables ou de haute viscosité, qu'on détaillera ultérieurement.

1.2 Cahier des charges d'un substitut dentinaire idéal

Après leur sélection et leur manipulation, les substituts dentinaires sont placés dans la cavité buccale où ils doivent répondre à un grand nombre de caractéristiques. Dans l'idéal, un substitut dentinaire doit avoir les propriétés suivantes :

- La biocompatibilité
- La résistance mécanique
- La stabilité dimensionnelle (le moins possible affecté par la température et les solvants)
- L'esthétique
- La facilité de mise en œuvre
- L'adhérence aux tissus
- L'absence de goût et d'odeur, et non polluant
- Réparable
- Abordable financièrement

1.2.1 Biocompatibilité

La biocompatibilité correspond à la capacité d'un matériau à obtenir une réponse biologique appropriée d'un « corps vivant » lors de leur interaction. C'est cette interface dynamique, et susceptible de se dégrader qui détermine comment le corps vivant réagit au corps étranger.

Autrement dit, ce substitut dentinaire idéal, doit en plus d'initier une réponse satisfaisante, contrôlée et ciblée, être stable dans le temps au contact du corps humain.

Une biocompatibilité insuffisante peut se traduire par une réaction toxique, inflammatoire, allergique ou mutagène.

Lorsqu'on parle de biocompatibilité de l'organe dentaire, on pense complexe pulpo-dentinaire. La pulpe a la capacité de synthétiser physiologiquement une dentine secondaire tout au long de la vie et de participer à la formation de dentine réactionnelle ou réparatrice quand elle est irritée par des stimuli inflammatoires (bactéries cariogènes, traumatismes lors de la préparation d'une cavité ou bien encore par l'interaction avec un matériau de restauration bioactif³).

La biocompatibilité du substitut dentinaire dépend également de son interaction avec la cavité orale. L'environnement oral étant composé de plusieurs types de tissus, il est aussi le siège d'une multitude de changements. Pour y faire face, le substitut dentinaire doit être durable, ne pas réagir face à une réaction acide, basique ou thermique et doit pouvoir cohabiter avec d'autres matériaux éventuellement présents.

³ Weiner, « Liners and bases in general dentistry ».

1.2.2 Résistance mécanique

L'organe dentaire doit avoir des propriétés mécaniques qui lui permettent de résister à la mastication, ainsi qu'aux para fonctions comme le bruxisme ou l'onychophagie. La force exercée est variable selon les patients et peut atteindre dans certains cas jusqu'à 1000N (bruxisme). Les dents supportent 3 types de forces :

- La force compressive : les dents postérieures sont les plus adaptées pour supporter ce type de force, celle-ci sert à « écraser » une substance. Elle est généralement appliquée dans l'axe de la dent
- La force de traction : elle sert à étirer un matériau.
- La force de cisaillement : les incisives et les canines sont ici les plus concernées de par leur orientation et leur fonction. Par exemple lors de l'incision d'un aliment.

Le substitut dentinaire doit pouvoir résister durablement à ces forces, voir même, renforcer l'organe dentaire. Le substitut dentinaire idéal permettrait de restaurer *ad integrum* les propriétés mécaniques de la dent saine.

L'approche biomimétique décrite par Magne et Belser est actuellement une philosophie qui consiste à imiter la dent naturelle. Dans cette approche, le substitut dentinaire doit donc avoir un module d'élasticité s'approchant de celui de la dentine (18GPa) et être recouvert d'une coque de résistance à l'usure périphérique avec un module d'élasticité s'approchant de l'émail (84GPa).

De nombreuses discussions existent autour du module d'élasticité idéal d'un substitut dentinaire qui semble cependant se situer autour des 10GPa.

Une multitude de tests in-vitro peuvent être utilisés pour caractériser un matériau, les comparer et attester de leur niveau de qualité et de performance. De même, des critères d'évaluation cliniques comme les critères USPHS ou les critères FDI peuvent être utilisés pour caractériser l'évolution et la stabilité de ces substituts dentinaire en bouche.

1.2.3 Stabilité dimensionnelle

L'ingestion d'aliments, de boissons, ou même la respiration peut faire varier la température intra-orale. Cette modification de température engendre un changement dimensionnel des matériaux de restauration en fonction de leur coefficient de dilatation thermique. Pour être utilisés comme matériaux de restauration, leurs caractéristiques d'expansion et de contraction devraient être similaires à celles de la dent. En effet, une dilatation répétée a pour conséquence une augmentation du risque de fracture de l'organe dentaire, alors que la contraction engendre un risque de perte

d'étanchéité avec le passage éventuel de fluides et de bactéries dans les tubulis dentinaires.

Par exemple, deux des matériaux les plus connus en médecine bucco-dentaire comme le composite ou surtout l'amalgame ont des coefficients qui diffèrent de celui de la dent : l'intégrité marginale de la restauration peut alors être compromise.

Les matériaux peuvent également transmettre la chaleur. C'est ce qu'on appelle la conductivité thermique. C'est particulièrement remarquable pour les métaux et plus particulièrement de l'or.

L'application clinique de cette caractéristique peut être un inconfort considérable lorsqu'une restauration de taille importante est mise en place près de la pulpe, ou une sensibilité apparaissant après plusieurs années.

En parallèle, des matériaux comme la céramique ou le composite sont considérés comme isolants, au même titre que la dentine et l'émail.

Les substituts dentinaires sont également soumis au pH de la cavité buccale, qui est situé entre 6,2 et 7,0, mais peut varier selon l'activité physique ou lors des repas. Le substitut dentinaire idéal n'est pas affecté par ces variations. Mais en pratique, on observe que de nombreux substituts dentinaires sont sensibles aux attaques acides.

De plus, les substituts dentinaires peuvent être en contact direct avec de la plaque dentaire. Ils doivent alors avoir une solubilité basse pour que leurs caractéristiques ne soient pas modifiées à son contact.

L'absorption d'eau est aussi une caractéristique importante du substitut dentinaire. En parallèle de son état de surface, elle va déterminer une partie de son potentiel de coloration au contact d'aliments chromogènes (coloration).

1.2.4 Esthétique

L'esthétique est une priorité croissante pour nos patients. Il s'agit même parfois de leur seul motif de consultation. C'est une caractéristique très subjective même s'il existe un certain nombre de paramètres objectifs à prendre en considération pour maximiser nos chances d'obtenir une intégration satisfaisante de notre restauration. Une dent se définit par sa forme, son état de surface et sa couleur.

La couleur dépend de phénomènes physiques liés à la lumière mais aussi de la biophysique liée à l'être humain.

Le système pratique cherchant à définir la couleur est composé de trois indices :

- La luminosité : value or brightness en anglais

- La saturation : saturation or chroma en anglais
- La teinte : hue en anglais

La teinte correspond à la couleur dominante, la saturation fait référence à l'intensité de la couleur et la luminosité décrit la variation dans les gris des couleurs.

La couleur d'une dent est également déterminée par la lumière qu'elle reflète. Si la lumière passe totalement à travers un objet, il est transparent. A l'inverse, si la lumière est totalement bloquée, l'objet est opaque. Ces deux phénomènes ont lieu pour une dent, réfléchissant la lumière et lui donnant sa translucidité.

Aujourd'hui, les matériaux de restauration peuvent être fabriqués en plusieurs teintes, saturations et luminosités.

1.2.5 Facilité de mise en œuvre

La manipulation d'un matériau dépend du stockage, de la tolérance de mise en œuvre, des aptitudes au modelage, au polissage, des facilités de réfection ou de dépose et de son temps de travail/prise qui doit être adapté à la situation clinique.

Le temps de travail représente l'intervalle de temps où le matériau peut être manipulé. D'un point de vue pratique, c'est sûrement sa caractéristique la plus importante. Cela permet au praticien d'adapter sa forme avec l'instrumentation adaptée.

Le temps de prise est l'intervalle de temps pendant lequel le matériau commence à être utilisé et où la réaction qui lui donne forme est totalement terminée.

La photo-polymérisation peut avoir une influence sur la prise de certains matériaux.

1.2.6 Adhérence aux tissus

L'adhésion ou le collage est le processus formant un joint adhésif entre deux matières. Cette notion d'adhésion, et notamment de l'intensité de cette adhésion est très étroitement liée à l'étanchéité et à la durabilité de cette étanchéité en minimisant les chances de pénétration ou de fuite de micro-organismes bactériens, et ainsi leurs répercussions.

L'adhésion est définie comme une force d'attraction entre des molécules ou des atomes sur deux surfaces différentes alors qu'elles sont mises en contact. Une forte adhésion augmente donc la rétention du matériau sur la dent.

Elle permet de s'abstenir de la nécessité de supprimer de la substance dentaire pour augmenter la rétention macro-mécanique du matériau.

Quelques matériaux sont susceptibles d'adhérer directement aux tissus dentaires sans prétraitement, ces matériaux sont donc dits « avec potentiel adhésif ».

L'exemple le plus marquant parmi les substituts dentinaires est probablement le CVI qui est capable de former spontanément une liaison forte avec les tissus dentaires. Certaines colles sont également connues pour avoir ces propriétés (Panavia, SuperBond).

A l'inverse, d'autres matériaux ont besoin de l'interposition d'une colle ou ciment pour adhérer à la dent : ces matériaux sont dits sans potentiel adhésif. L'exemple le plus concret est celui du composite qui nécessite l'utilisation d'un adhésif pour se lier à la dent.

1.2.7 Goût, odeur et pollution

Le substitut dentinaire idéal doit également avoir une absence de goût et d'odeurs afin d'augmenter le confort du patient et du praticien.

De même, sa mise en œuvre et sa dépose ne doivent pas engendrer la libération de vapeurs toxiques, d'agents allergisants/mutagènes ou de polluants phréatiques.

A l'heure actuelle, la majorité des substituts dentinaires utilisés ne permettent pas réellement de répondre à l'ensemble de ces caractéristiques malgré le fait que ces problématiques soient des préoccupations croissantes pour nos patients et la santé publique.

1.2.8 Capacité de réparation et d'entretien

La réparation est une alternative au remplacement d'un substitut dentinaire. Elle peut être envisagée comme une possibilité thérapeutique crédible dans le contexte d'une altération fonctionnelle, esthétique et ou biologique score γ / 3 ou 4 (Critères FDI 2007) après appréciation de la demande du patient et du bénéfice thérapeutique.

La réparation d'un matériau peut être préférable quand les conditions cliniques le permettent car cela permet de réduire les risques liés à la ré intervention comme une exposition pulpaire par

exemple, mais également de diminuer le temps au fauteuil pour le praticien et réduire le stress généré par le patient.

Quand elle est réalisable, cette option thérapeutique permet donc d'améliorer la survie des restaurations pour un coût financier acceptable⁴.

Le substitut dentinaire idéal doit donc maximiser les indications et les possibilités de remplacement.

1.2.9 Aspect financier

Le coût effectif d'un soin dépend en partie du prix d'achat du matériau de restauration mais pas uniquement.

Ce matériau est caractérisé par l'ensemble des paramètres décrits précédemment mais également par sa durée de conservation et son conditionnement (usage multiple ou usage unique).

Le coût financier d'un matériau est donc multifactoriel et non pas uniquement basé sur son coût d'achat. Malgré tout, le substitut dentinaire idéal doit être abordable financièrement afin d'en faire bénéficier le plus grand nombre pour santé publique.

1.3. Substituts dentinaires les plus utilisés au cours des 30 dernières années

1.3.1 Les composites⁵

1.3.1.1 Description du matériau

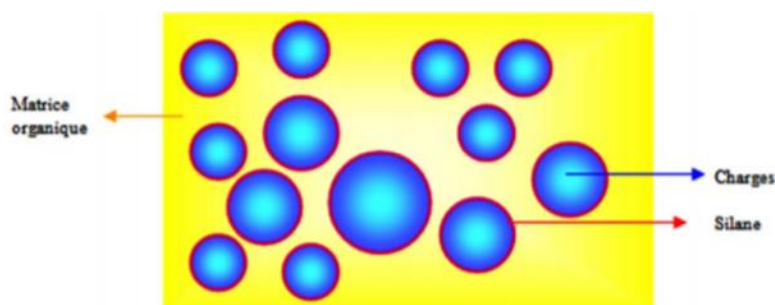
Un matériau composite est classiquement défini comme étant composé de plusieurs matériaux d'origines ou de natures différentes. L'ensemble a des propriétés mécaniques bien différentes de celles des éléments le constituant pris isolément.

En odontologie, le composite est un biomatériau constitué d'une matrice organique résineuse et de charges minérales dont la cohésion est assurée par un agent de couplage, le silane.

⁴ Blum, « Summary of : repair vs replacement of failed restorations in general dental practice : factors influencing treatment choices and outcomes ».

⁵ Raskin, « Les résines composites ».

Figure 1 : Schéma de la structure interne d'un composite dentinaire



Source : Raskin et al. « Université médicale virtuelle francophone », 2010

La matrice organique constitue 24 à 50 % du volume total. Elle comprend la résine matricielle, les diluants (ou contrôleurs de viscosité), les agents de polymérisation, les inhibiteurs de prise et les pigments. Avant polymérisation, cette phase assure au matériau sa consistance plastique permettant sa manipulation clinique. Après polymérisation, celle-ci assurera la cohésion des différents constituants entre eux.

La part volumique et la nature chimique de cette phase ont une influence sur :

- Le coefficient de dilatation thermique,
- Le retrait de polymérisation,
- L'absorption hydrique,
- La solubilité.

Cette phase organique est constituée d'un certain nombre de monomères et d'additifs ; le composant majeur du composite dentaire étant le Bis-GMA (également appelé résine de Bowen). Nombreux de ses dérivés comme le Bis-EMA ou encore le Bis-PMA peuvent également être retrouvés.

Ces monomères de Bis-GMA, du fait de leur poids moléculaire élevé, sont très visqueux. L'addition d'abaisseurs de viscosité est nécessaire pour assurer une manipulation clinique agréable du matériau. Classiquement, ce sont des monomères de TEGDMA, ou ses dérivés qui sont ajoutés dans la résine composite pour assurer ce rôle.

Cependant, leur incorporation au sein du matériau composite doit être limitée car ces abaisseurs de viscosité possèdent une rétraction importante lors de la réaction de prise du matériau.

De plus, une incorporation trop importante de TEGDMA dans la composition du composite semble générer la formation de « grappes de polymères » et ainsi de microporosités entre elles pouvant altérer les propriétés mécaniques finales du matériau.

Lors de la photo polymérisation, ces monomères vont ensuite pouvoir s'associer pour former des polymères après une réaction initiée par les photons émis par la lampe à photo polymériser. Ceux-ci vont être absorbés par un photo-sensibilisateur qu'on appelle agent de polymérisation et qu'on retrouve initialement dans la phase organique du composite.

Chimiquement, cette rétraction s'explique par la réduction de l'espace libre matriciel qui se produit lors du remplacement des liaisons de Van der Waals (entre monomères) par des liaisons covalentes lors de la conversion en polymères.

Le plus connu des photo-sensibilisateurs est la camphoroquinone, qui est excitée par une longueur d'onde d'environ 450nm. C'est cette particularité qui explique que la lampe à photo polymériser émet dans le bleu visible.

Il existe désormais d'autres photo-initiateurs proposés sur le marché, souvent utilisés en association et en synergie avec la camphoroquinone. Ils ont permis notamment l'arrivée sur le marché des composites bulk (dont nous parlerons ultérieurement) et la mise au point de composites avec des teintes plus blanches.

Ces monomères diméthacryliques peuvent cependant polymériser spontanément dans un milieu chaud ou en présence de lumière. Il faut alors des inhibiteurs de prise permettant sa bonne conservation. Le plus fréquemment, on retrouve le butylhydroxytoluène (BHT) et l'hydroquinone monométhylque d'éther (MEHQ) dans ce rôle.

L'autre inhibiteur connu de prise est l'oxygène (O₂) de l'air ambiant. Dans la pratique clinique, cette inhibition permet aux chirurgiens-dentistes l'incrémentation du composite et sa modélisation.

En raison de la relative opacité des matériaux composites, les résines conventionnelles doivent être incrémentées par des ajouts successifs de 2mm afin de permettre à la lampe à photo polymériser de transmettre l'énergie suffisante pour obtenir le durcissement adéquat du matériau.

Les charges minérales quant à elles jouent un rôle dans :

- La résistance mécanique
- La radio-opacité
- Le retrait de polymérisation
- Le coefficient de dilatation thermique
- L'absorption hydrique
- La solubilité hydrique.

On classe les charges en 3 catégories : les charges minérales, les charges organiques et les charges organo-minérales.

Plus le taux en charge est élevé, pour un pourcentage en matrice organique faible, plus le composite sera performant mécaniquement. Afin d'augmenter la résistance mécanique du matériau, les fabricants de composites ont donc cherché à augmenter le nombre de charges dans un matériau tout en diminuant leur taille. C'est le principe des composites macro-chargés, micro-chargés homogènes, micro-chargés hétérogène ou hybrides et des nano-hybrides.

L'agent de couplage, le silane, va lui lier la phase organique et les charges afin d'assurer la cohésion du matériau. En effet grâce à ses deux pôles organophile et minéranophile, il assurera la bonne coaptation entre les deux phases du matériau.

Deux grandes familles de ce matériau existent de par leurs viscosités : les composites de moyenne-haute viscosité et les composites fluides (obtenus notamment par une diminution du taux de charge et donc une diminution nette des propriétés mécaniques).

Une troisième famille destinée aux obturations postérieures a été proposée : les composites condensables mais reste assez peu utilisée en pratique en raison de la manipulation moins aisée.

1.3.1.2 Biocompatibilité

Lors de la photo-polymérisation, la conversion de monomères en polymères n'est pas totale. On considère généralement que le taux de conversion est d'environ 65 % pour un composite de bouche. Un taux de conversion insuffisant, qui est intimement lié aux propriétés mécaniques du composite, peut engendrer le relargage de monomères lors de l'usure chimique ou de l'abrasion du composite. Cela peut être à l'origine d'une toxicité, notamment pour la pulpe avec une diffusion centripète des monomères mais également par le relargage de monomères (ou d'autres composants éludés) dans la salive lors de son usure.

Afin d'éviter un échec clinique dû à une prise non optimale, la résine composite est appliquée en incréments de 2 mm, norme définie par la méthode ISO 4049 en 1988.

Des effets allergènes, mutagènes et génotoxiques ont été rapportés par certains auteurs.

Au niveau parodontal, sa présence semble relativement bien tolérée par les tissus environnants s'il est poli : bien que discuté, le concept de remontée de marge est basé sur cette observation.

Cependant, sa composition est de plus en plus discutée notamment de par le relargage de Bis-GMA qui pourrait s'hydrolyser ou être dégradé en Bisphénol A. Des études complémentaires restent

nécessaires pour approfondir le sujet mais à ce jour, les doses relarguées semblent inférieures aux doses toxiques journalières⁶.

Les réserves émises dans les paragraphes précédents sont encore plus de circonstances pour le composite fluide en raison de l'augmentation du ratio matrice résineuse / charges organiques.

1.3.1.3 Résistance mécanique

Le composite nécessite une bonne photo-polymérisation pour ne pas que ses propriétés mécaniques s'estompent.

La résine composite de moyenne-haute viscosité est un des matériaux de restauration directe le plus résistant présent sur le marché. Son module d'élasticité, avoisine celui de la dentine sans toutefois l'atteindre (moyenne de 12GPa).

Si la résistance des résines composites à l'usure a longtemps été considérée comme leur point faible, de grands progrès ont été fait en modifiant leur composition et la taille des charges afin d'augmenter cette résistance. Elle a également une résistance à la flexion satisfaisante (environ 100MPa).

L'ensemble de ces constatations sont en faveur de leur mise en place à la fois dans les secteurs antérieurs et postérieurs.

Les propriétés mécaniques des résines composites fluides sont plus faibles à cause de la diminution du taux de charge. Cependant récemment, des résines composites fluides ont été proposées pour être utilisées dans les secteurs postérieurs avec des propriétés mécaniques améliorées : il n'y a pas encore d'étude à leur sujet et une grande prudence est nécessaire quant à leur utilisation pour le moment.

1.3.1.4 Stabilité dimensionnelle

Comme décrit précédemment, la réaction de la plupart des monomères pour former des polymères est accompagnée d'une réduction du volume de l'incrément. Cette rétraction de polymérisation entraîne une contrainte à l'interface dent-matériau créant alors une possible perte d'étanchéité entre celui-ci et le mur recevant l'incrément. Des problèmes d'étanchéité peuvent alors survenir, entraînant des caries secondaires, ou des irritations pulpaires. Cette contrainte due au retrait de

⁶ Deviot et Lachaise, « Bisphenol a release from an orthodontic resin composite : a gc/ms and lc/ms study ».

polymérisation est inversement proportionnelle au module d'élasticité du matériau et au nombre de parois en contact avec le composite. On doit alors prendre en compte le facteur C pour assurer un soin de qualité.

Le facteur C ou facteur de configuration cavitaire peut être défini comme étant le nombre de faces de la cavité collée au composite rapportée au nombre de faces libres. Plus le rapport sera important, plus la contrainte engendrée par la rétraction du composite sera importante.

C'est pour cette raison que les incréments seront réalisés obliquement et non horizontalement. Cela aboutit à la nécessité d'un nombre important de couches pour respecter ces contraintes : leur mise en œuvre doit donc être rigoureuse et est relativement chronophage.

La réduction du volume due à la photo-polymérisation est de l'ordre de 2 à 4 %.

1.3.1.5 Esthétique

Les propriétés optiques de ce matériau se sont rapprochées au fur et à mesure des années de celles de la dent. Cela est rendu possible grâce aux différentes teintes (différence d'indice de réfraction entre la matrice organique et les charges) et aux différentes saturations disponibles (avec une variation dans les pigments).

Grâce à celles-ci, la stratification est possible en utilisant différentes teintes et différentes opacités pour construire la restauration.

Lors d'une photo-polymérisation insuffisante, les composites voient leur solubilité augmentée, cela se traduit par un changement de teinte prématuré. On décrit également une altération de l'apparence du composite et une augmentation de son opacité lors de l'hydrolyse du matériau avec le temps.

En ce qui concerne la stabilité de la teinte des résines composites, ils sont résistants aux changements de teintes causés par une réaction d'oxydation mais plus sensibles aux colorations extrinsèques issues des sodas, des jus, du café, du thé ou du vin.

1.3.1.6 Adhésion

Ces résines sont dans l'extrême majorité d'entre elles sans potentiel adhésif, c'est-à-dire qu'elles nécessitent l'application d'un adhésif afin de pouvoir établir un lien avec l'organe dentaire.

De plus, de par leur côté hydrophobe, elles nécessitent un protocole opératoire rigoureux afin de garantir les meilleures conditions d'étanchéité possibles pour l'obtention de bonnes valeurs d'adhérence finales.

Trois grandes familles d'adhésif sont décrites à l'heure actuelle :

- Les systèmes mordantage-rinçage (à 2 ou 3 étapes) nécessitant une application d'acide orthophosphorique à 37 %.
- Les systèmes auto-mordançants (à 1 ou 2 étapes) contenant des monomères acides.
- Les adhésifs universels contenant des monomères acides et pouvant s'utiliser avec ou sans mordantage préalable à l'acide orthophosphorique.

Alors que le système mordantage-rinçage en 3 étapes apparaît encore comme le « gold standard » de qualité pour la réalisation d'une résine composite, les systèmes automordançants semblent plus propices à tolérer une légère perte d'étanchéité éventuelle et provoquent moins de sensibilités post-opératoires.

Les systèmes adhésifs universels semblent prometteurs mais leur recul clinique est encore faible.

1.3.2 Les CVI et les CVIMAR⁷

On distingue le CVI conventionnel du CVIMAR, apparu plus récemment. Nous allons voir leurs caractéristiques.

Figure 2: Illustration du conditionnement d'un CVI conditionnel à gauche et d'un CVIMAR à droite (GC Corporation)



Source : gceurope, Fuji I[®] et Fuji II[®], 2019

⁷ Attal, « Les ciments verres ionomères (CVI) ».

1.3.2.1 CVI

1.3.2.1.1 Description du matériau

Le ciment verre ionomère est utilisé quotidiennement lors de la pratique en odontologie. Il est utilisé pour les soins restaurateurs (notamment transitoires en endodontie), en tant que ciment de scellement ou même pour la mise en place des brackets en orthodontie.

C'est un mélange acide base. On retrouve l'acide sous la forme d'un liquide et la base sous la forme d'une poudre. La poudre est un Fluoro Alumino Silicate (FAS : $Al_2O_3-SiO_2-CaF_2$) et le liquide une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque.

On ajoute à cet acide de l'acide tartrique, qui, en diminuant la viscosité du gel augmente le temps de manipulation et accélère le durcissement.

Cette réaction entraîne la création d'un gel de polyacrylate de calcium et d'aluminium, ainsi qu'un relargage d'ions fluorures⁸.

Ceci est la réaction initiale, suivie d'une réaction de maturation pouvant s'étendre plusieurs semaines, durant lesquelles les propriétés mécaniques et d'adhésion aux tissus dentaires vont croître⁹. Durant la réaction acide base, 20 à 30 % de la base (poudre de FAS) agit avec l'acide, le reste va jouer le rôle de charges.

1.3.2.1.2 Biocompatibilité

Le CVI est considéré comme biocompatible grâce à son absence de résine. Mais il a, en plus, un comportement bioactif (ou dit « matériau intelligent ») car il libère du fluor lors de sa prise et est capable de se recharger en fluor lorsque l'environnement buccal le permet.

Ce relargage est durable mais tend à diminuer dans le temps pour atteindre un taux constant.

Cependant, il n'apporte pas des résultats cliniques corrects dans le cas de coiffage pulpaire directs¹⁰.

1.3.2.1.3 Résistance mécanique

Les CVI conventionnels sont contre-indiqués en tant que restauration d'usage en postérieur à cause de leur résistance à la flexion, à la compression, et à l'abrasion considérées comme insuffisante.

⁸ Attal.

⁹ Khoroushi et Keshani, « A review of glass-ionomers : from conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer ».

¹⁰ Tiwari et Nandlal, « Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement : an in vitro trial ».

Par contre ils peuvent être utilisés pour des restaurations provisoires de longue durée en secteur postérieur.

1.3.2.1.4 Stabilité dimensionnelle

Le CVI a un coefficient d'expansion thermique proche de celui de la dent, ce qui permet une bonne stabilité dimensionnelle du matériau. De plus, bien que ce matériau présente une rétraction lors de sa prise d'environ 5 %, celle-ci est compensée ultérieurement par une absorption supplémentaire d'eau. Car en effet, au sein d'un CVI pris, il y a persistance de 20 à 25 % d'eau. Cette caractéristique explique son hydrophilie, permettant une tolérance à l'humidité lors de son application, contrairement aux résines composites. Il semble ainsi particulièrement adapté dans les situations où le champ opératoire ne peut être posé, ou lorsque l'étanchéité du champ opératoire ne peut être garantie dans la durée, comme pour certaines cavités de classe II ou V.

De par ses propriétés, c'est un matériau qui est particulièrement vulnérable aux conditions acides.

1.3.2.1.5 Adhésion

Leur liaison est majoritairement de nature chimique plutôt que micromécanique. Elle met en jeu des liaisons ioniques et hydrogène.

L'adhésion micromécanique quant à elle peut être potentialisée par un conditionnement de la surface dentaire. Il est idéalement réalisé par l'acide polyacrylique qui élimine la « smear layer » sans trop ouvrir largement les tubules de la dentine et donc en laissant l'essentiel des bouchons dentinaires¹¹.

Le CVI est capable de se lier chimiquement et directement à l'émail et à la dentine contrairement aux résines composites qui ne peuvent s'y lier que micro-mécaniquement par le biais d'un adhésif.

Cliniquement, cela devrait se traduire par une bonne adhésion à la cavité et donc une prévention du risque de caries secondaires. Cependant, les études montrent que l'adhésion est meilleure sur la dentine après qu'elle ait été prétraitée¹².

¹¹ Powis et al., « Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel ».

¹² Peutzfeldt, « Compomers and glass ionomers : bond strength to dentin and mechanical properties ».

1.4.2.2 CVIMAR

1.4.2.2.1 Description du matériau

Le verre ionomère modifié par adjonction de résine (CVIMAR) est apparu dans les années 1980. Le but est de compenser le mauvais vieillissement des CVI conventionnels, c'est à dire la sensibilité à l'humidité et les propriétés mécaniques insuffisantes, par l'adjonction de résine¹³.

La réaction acide-base est complétée par une seconde réaction de photopolymérisation grâce aux monomères présents¹⁴. Celle-ci est initiée par la lumière et aboutit à la formation de deux réseaux interpénétrés : un réseau similaire à celui d'un CVI traditionnel et un réseau de polymères d'HEMA (hydroxyethylmethacrylate).

1.4.2.2.2 Biocompatibilité

L'adjonction de monomères d'HEMA diminue la biocompatibilité du matériau par la toxicité qu'elle lui apporte. Elle accélère aussi le vieillissement du matériau par l'hydrophilie des monomères. De plus la libération de fluor est moindre par rapport à un CVI conventionnel.

1.4.2.2.3 Résistance mécanique

L'adjonction de résine a amélioré les propriétés mécaniques des CVIMAR par rapport aux CVI conventionnels, mais celles-ci restent insuffisantes pour supporter les contraintes masticatoires au long cours dans les secteurs postérieurs. C'est pour cette raison qu'ils ont été proposés en association avec les résines composites dans le cadre des techniques sandwich¹⁵.

1.4.2.2.4 Stabilité dimensionnelle

Concernant l'adaptation marginale et l'étanchéité, le CVIMAR a une meilleure adaptation à la dentine que le CVI conventionnel. Mais en ce qui concerne l'émail, le CVIMAR présente plus de risque d'inadaptation marginale que le CVI conventionnel. Cela serait probablement lié à sa prise de photo-polymérisation¹⁶.

¹³ Sidhu, « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ».

¹⁴ Sidhu, « Glass-ionomer cement restorative materials : a sticky subject? »

¹⁵ Sidhu, « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ».

¹⁶ Sidhu, « Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers ».

1.4.2.2.5 Esthétique

La stabilité de leur couleur dans le temps est insuffisante¹⁷.

1.4.2.2.6 Mise en œuvre

La photo-polymérisation peut être difficile en raison de la position de la dent et la taille de la lampe utilisée car la lumière ne peut être diffusée que sur 2mm pour les CVIMAR. Ils doivent être donc utilisés par stratification dans les cavités profondes pour une bonne polymérisation de la matrice HEMA.

1.4.2.2.7 Adhésion

Leurs valeurs d'adhérence restent correctes bien que inférieures à celles obtenues avec un adhésif amélo-dentinaire.

Le mordantage à l'acide polyacrylique améliore les valeurs d'adhérence et l'étanchéité dans le temps pour les CVI conventionnels (passant de 3 à 6 MPa en cisaillement) et pour les CVIMAR (qui peuvent atteindre une adhérence en cisaillement de 8 à 12MPa)

Concernant la liaison à la résine composite, le CVI conventionnel ou le CVIMAR sont capable de se lier de manière satisfaisante avec une résine composite après application d'un système adhésif¹⁸.

1.3.3 L'hydroxyde de calcium

1.3.3.1 Description du matériau

Utilisé en tant que « liner » pendant de nombreuses années, l'hydroxyde de calcium a un long passé de succès cliniques relatifs et de « gold standard » dans les cas de coiffage pulpaire direct. Ses indications sont désormais uniquement limitées à l'endodontie et l'obturation transitoires notamment grâce à l'arrivée des Biocéramiques sur le marché et les performances d'autres substituts dentinaires¹⁹.

¹⁷ Sidhu, « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ».

¹⁸ Kaup et al., « Shear bond strength of biodentine, proroot mta, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo ».

¹⁹ Rosa et al., « Is a calcium hydroxide liner necessary in the treatment of deep caries lesions ? A systematic review and meta-analysis ».

Initialement proposé pour le coiffage pulpaire en 1930 par Hermann avec le Calxyl, son utilisation s'est au fur et à mesure des années élargie : il a été également utilisé pour la pulpotomie, la pulpectomie et le traitement des canaux nécrosés.

Seule son utilisation en tant que substitut dentinaire nous intéresse dans ce travail.

Ce matériau est commercialisé sous plusieurs formes. On distingue généralement les formes résineuses et les formes non résineuses.

Dans la forme galénique la plus répandue, il se présente sous forme d'une pâte blanche inodore mélangée avec du sérum physiologique.

1.3.3.2 Biocompatibilité

L'hydroxyde de calcium est considéré comme un matériau biocompatible. Mais il est également bioactif grâce à son action antibactérienne, hémostatique et sa capacité à induire la minéralisation. Pour toutes ces raisons, il a longtemps été le « gold standard » pour réaliser des coiffages pulpaires directs et indirects. Historiquement, le coiffage pulpaire à l'hydroxyde de calcium était indiqué lorsque qu'une petite partie de la pulpe (<1mm²) cliniquement saine ou en pulpite réversible était exposée lors de l'excavation pulpaire.

L'hydroxyde de calcium agit comme une barrière chimique et physique antibactérienne.

Son rôle chimique antimicrobien est assuré principalement par son pH. Une fois le mélange réalisé, les ions Ca²⁺ et OH⁻ vont se dissocier et induire un certain nombre des réponses cellulaires²⁰.

Le relargage des ions hydroxydes OH⁻ est responsable de la hausse du pH environnant et stimule la réponse pulpaire ainsi que la minéralisation de la dentine. De par ce pH, le matériau induit une nécrose de surface du tissu pulpaire mais également une inhibition de certaines cellules clastiques. De plus, ce pH très basique a un rôle bactériostatique majeur.

Ce pH ne baisse pas vraiment après la prise car le matériau continue de relarguer des ions hydroxydes. Cela induit la formation de dentine tertiaire lorsqu'il est en contact direct avec la pulpe, formant un mur entre celle-ci et le matériau de restauration²¹.

L'hydroxyde de calcium diffuse également des ions calcium qui rendent possible la coagulation. De plus, le pH du matériau engendre une coagulation nécrotique alors qu'il est mis en place au contact

²⁰ Arandi, « Calcium hydroxide liners : a literature review ».

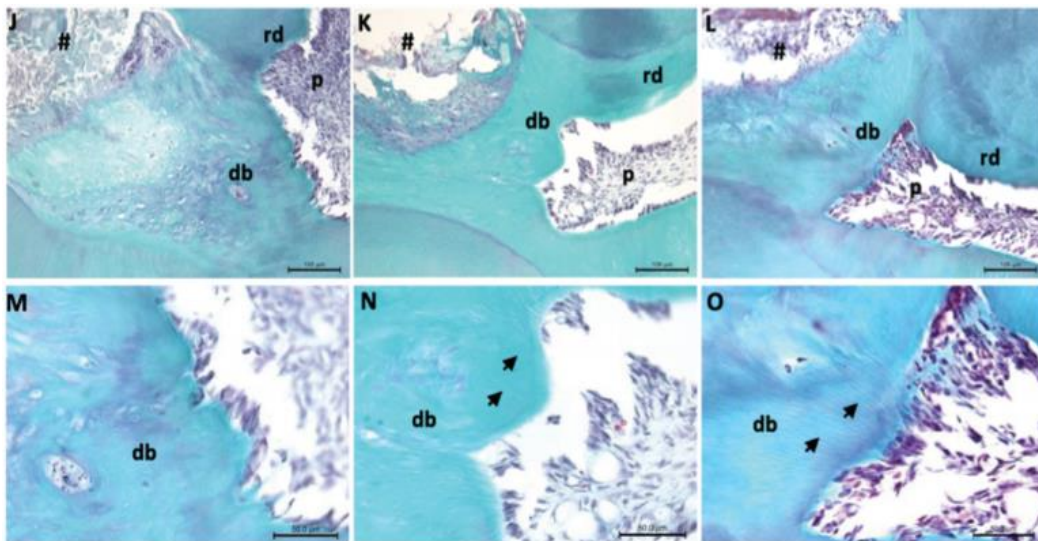
²¹ Arandi.

des tissus vivants. Cependant, ces ions calcium ne semblent pas participer à la nouvelle minéralisation du pont dentinaire formé.

L'étanchéité du pont dentinaire induit par l'hydroxyde de calcium est en revanche incomplet comparé aux nouveaux matériaux biocéramiques. De plus, celui-ci est résorbable, ce qui peut mener à l'apparition de lacunes entre le matériau et le pont dentinaire incomplètement formé. C'est ce mécanisme qui est suspecté pour expliquer un nombre certains d'échecs de coiffage pulpaire. Pour lutter contre cette résorption du matériau, des préparations d'hydroxyde de calcium photo-polymérisables sont arrivées sur le marché mais leur biocompatibilité et bio activité sont moindres en raison de la matrice résineuse²².

Figure 3 : Coupe longitudinale au microscope électronique représentant la création d'un pont dentinaire

Ces images illustrent la différence de qualité entre un pont dentinaire obtenu au MTA (groupes K,N,L,O) et celui obtenu à l'hydroxyde de calcium montrant une moins bonne homogénéité et des inclusions cellulaires (groupes J,M).



Source : Tran et al., « Image issue de effects of a calcium-silicate-based restorative cement on pulp repair »,

2012

²² Arandi.

1.3.3.3 Résistance mécanique

Ce substitut dentinaire a une résistance faible en compression et un faible module d'élasticité ce qui est insuffisant pour supporter les contraintes générées par un matériau de restauration placé au-dessus de lui dans le temps.

1.3.3.4 Stabilité dimensionnelle

Ce matériau est résorbable et n'est donc pas stable dimensionnellement. Cela rejoint la partie précédente sur la résistance mécanique avec le côté résorbable du matériau qui peut être à l'origine de lacune diminuant la résistance mécanique de l'ensemble prothétique.

De même, il est désormais couramment admis que l'étanchéité avec laquelle est scellée une plaie pulpaire est un facteur essentiel dans la cicatrisation de la pulpe : la réversibilité de ce matériau entraîne une perte d'étanchéité inévitable.

2 : Description des évolutions récentes des substituts dentinaires

Récemment, de nouveaux matériaux ont fait irruption sur le marché. Ils ont été conçus en tentant d'améliorer les propriétés critiquées de leurs prédécesseurs.

On remarque alors la création des composites Bulks, des ciments verre ionomères à haute viscosité (CVI-HV) et des biocéramiques qui représentent respectivement une évolution des composites conventionnels, des CVI conventionnels et de l'hydroxyde de calcium.

Nous allons détailler leurs caractéristiques afin de déterminer les nouvelles propriétés qu'ils offrent

2.1. Les composites bulk

Figure 4 : Exemple du composite bulk le plus connu : le SDR pour Smart Dentine Replacement (Dentsply-Sirona)



Source : dentsply-sirona, « SDR® flow+ », 2019

2.1.1. Description du matériau

Les composites « Bulk-fill » (« obturation en masse » en anglais) ont été proposés afin de simplifier et accélérer la mise en place du composite sans altérer la qualité globale de la restauration.

Ces matériaux Bulks représentent une nouvelle classe de résine composite. Ce sont des composites nano-hybrides dont la caractéristique principale est de permettre une polymérisation à travers une couche de 4mm ou plus.

On peut classer les composite Bulk fill en deux catégories²³ :

- Bulk fill de restauration, modelables, à moyenne-haute viscosité, ne nécessitant pas un recouvrement occlusal. Ils permettent en théorie de réaliser certaines restaurations composites « profondes » en un incrément.
- Bulk fill fluides à faible viscosité. Ceux-ci sont moins chargés et possèdent alors une résistance à l'abrasion moindre et un module d'élasticité plus faible que les Bulks condensables. Ils doivent donc généralement être recouverts en occlusal par une couche de composite de moyenne-haute viscosité de 2 mm.

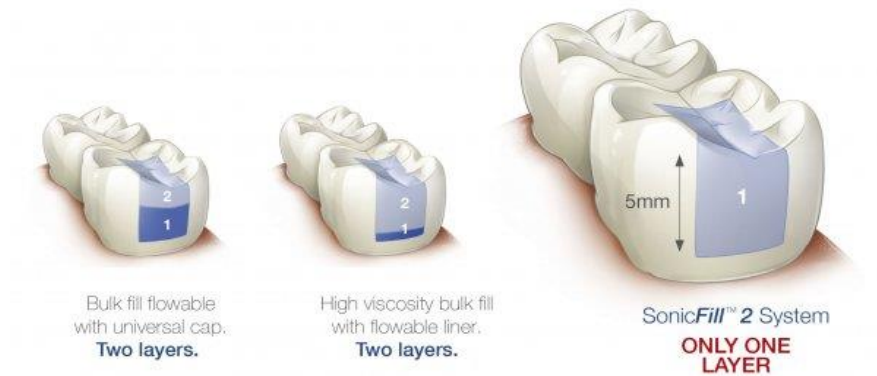
Deux composites Bulk-fill ne sont pas réellement intégrables dans cette classification :

- L'Ever-x postérieur dont nous parlerons ultérieurement, un composite bulk de restauration compactable, comportant des fibres de verre et devant nécessairement être recouvert en occlusal et en proximal par une restauration d'usage
- Le système Sonicfill (1,2 ou 3 selon les améliorations apportées à la résine composite) qui repose sur la vibration du composite à l'aide d'une pièce à main pour le fluidifier à sa sortie et le rapprocher d'un composite fluide. Après quelques secondes, il retrouve une consistance d'un composite de moyenne-haute viscosité.

²³ Tauböck et Attin, « Composites bulk fill ».

Figure 5 : Illustration des différentes techniques d'obturation possibles des composites Bulk

A noter que les composites bulk de restauration (High viscosity Bulk-fill sur le schéma) peuvent également être utilisés en un seul incrément comme le SonicFill 2 du schéma.



Source : Kerr dental, « Bulk fill flowable, high viscosity Bulk fill et SonicFill™ », 2019

L'avantage du composite Bulk selon les fabricants est sa capacité à être photo-polymérisé sur une couche de 4 mm (voir plus selon certains fabricants) tout en engendrant une contrainte de polymérisation comparable au niveau du joint-adhésif et des propriétés mécaniques satisfaisantes. Du fait du côté relativement récent de cette famille, il existe avec ces matériaux la cohabitation sur le marché de produits avec une grande hétérogénéité qualitative.

Son application "en masse" permet le renouvellement de grandes obturations dans le cadre de soins secondaires, l'obturation de cavités d'accès, tout comme celle de mini-cavités difficile d'accès compliquant le protocole d'incrémentation strict nécessaire aux composites conventionnels. Il est également utilisé dans les laboratoires pour les restaurations indirectes.

2.1.2. Biocompatibilité

Les composites Bulk ont une composition proche de celle des composites conventionnels : leur cytotoxicité est donc essentiellement basée sur le taux de conversion du matériau obtenu (notamment au niveau de la base de la cavité). Ce taux de conversion joue également un rôle majeur dans les propriétés mécaniques du matériau.

Bien qu'il soit possible pour certains de ces matériaux de respecter les indications émises par les

fabricants, il semblerait qu'il soit préférable (comme pour tout composite) d'allonger le temps de polymérisation (20-30 secondes) et d'utiliser une lampe polychromatique à forte intensité²⁴. Cette nécessité d'utiliser des longueurs d'onde visibles dans le violet et le bleu s'explique par le fait que la majorité de ces composites utilisent d'autres photo-initiateurs plus réactifs comme la lucérine, le phenylpropanedione ou des amorceurs brevetés (comme par exemple l'ivocérine d'Ivoclar Vivadent) en association avec la camphoroquinone.

Cette synergie serait un des deux mécanismes majeurs de l'arrivée des composites Bulk-fill (le second étant leur translucidité augmentée).

Cependant, les études in-vitro basées sur la norme ISO 4049 pour déterminer la profondeur maximale de photo-polymérisation possible semblent manquer de précision pour les composites Bulk, en majorant artificiellement la profondeur de polymérisation²⁵. Des tests de dureté sembleraient plus pertinents.

Enfin, les études récentes en biologie, bien que parfois contradictoires, menées sur des composites Bulk de référence semblent plutôt aller dans le sens d'une biocompatibilité comparable à celle de résines composites conventionnelles stratifiées²⁶. Cependant, leur possible sensibilité supérieure à la corrosion biologique doit nuancer ces résultats obtenus in-vitro sur des cellules de culture²⁷.

2.1.3 Résistance mécanique

Alors que dans le développement historique des résines composites, les fabricants ont cherché à augmenter la densité des charges pour améliorer les résines composites, une des approches qui semble avoir été mise en place dans les composites Bulk-fill pour diminuer la contrainte de polymérisation et augmenter la profondeur de polymérisation, semble avoir été de réduire la densité de charge et d'augmenter la taille moyenne des charges.

Cela a amené les composites Bulk-fill de moyenne-haute viscosité à avoir de moins bonnes propriétés mécaniques que les composites conventionnels de moyenne-haute viscosité. Les composites Bulk-fluides semblent quant à eux avoir des propriétés mécaniques comparables à celles des composites fluides conventionnels²⁸.

En ce qui concerne l'impact de ces plus faibles propriétés mécaniques et l'évolution du matériau, une

²⁴ Tarle et al., « Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites ».

²⁵ Flury, Peutzfeldt, et Lussi, « Depth of cure of resin composites : is the iso 4049 method suitable for bulk fill materials ? »

²⁶ Tauböck et al., « Genotoxic potential of dental bulk-fill resin composites ».

²⁷ Poggio, Dagna, et Chiesa, « Surface roughness of flowable resin composites eroded by acidic and alcoholic drinks ».

²⁸ Chesterman et al., « Bulk-fill resin-based composite restorative materials : a review ».

étude clinique montre qu'à 6 ans, le taux d'échec des restaurations utilisant un composite Bulk Fluide en base intermédiaire (SDR) et un composite nano-hybride en occlusal (Ceram-X mono) pour des cavités de classes 1 et 2 n'est pas différent d'une dent restaurée uniquement par ce composite nano-hybride stratifié²⁹.

Ces résultats apparaissent donc comme étant relativement prometteurs et ce malgré la présence d'une base intermédiaire importante avec un faible module d'élasticité, qui à ce stade de l'étude ne cause pas un nombre supérieur de fractures de l'organe dentaire.

Enfin, cette famille comprend également un composite de base-intermédiaire particulier : l'Ever-x Posterior (GC Corporation) avec des propriétés mécaniques améliorées.

Sa particularité réside dans la présence de fibres de verre de petite taille (1 à 2 mm) et d'orientation aléatoire dans sa matrice résineuse chargée. Ces fibres permettraient de lutter contre la propagation de fissures au sein du matériau. Les études montrent une meilleure résistance à la rupture et en flexion de ce matériau par rapport aux autres composites (Bulks ou conventionnels). Ce matériau est indiqué pour la restauration d'importantes pertes de substances dans les zones de fortes contraintes mécaniques. Il convient non seulement de les recouvrir en occlusal, mais aussi en proximal en raison du caractère non polissable des fibres de verre et de sa sensibilité accrue à la dégradation hydrique. Cependant, les études *in vitro* sur dents extraites sont encore contradictoires sur les réels bénéfices cliniques de l'utilisation de ce matériau, notamment sur dents dépulpées.

2.1.4 Stabilité dimensionnelle

Les composites Bulk, tout comme les composites classiques vont se rétracter à la photo-polymérisation. Ce taux de rétraction est proche de celui d'un composite conventionnel, à contrario de la contrainte, qui à épaisseur égale est inférieure.

2.1.5 Esthétique

Les composites Bulks ont une différence de translucidité par rapport aux résines composites conventionnelles³⁰ (caractéristique permettant en partie sa photo-polymérisation à 4mm).

Leur utilisation pour des cas où l'esthétique prime est donc limitée, même si certains fabricants les indiquent désormais pour la restauration des dents antérieures.

²⁹ van Dijken et Pallesen, « Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology : a randomized, controlled 6-year evaluation ».

³⁰ Lassila et al., « Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses ».

Cependant, ils semblent tout particulièrement indiqués pour la reconstitution de moignons dentaires et des restaurations postérieures où l'esthétique est moins importante.

2.1.6 Facilité de mise en œuvre

En diminuant le temps du soin et la complexité des procédures, s'affranchissant des techniques incrémentales, ce matériau pourrait nous permettre de réduire les risques de lacunes marginales ou de contamination liés à la manipulation.

Enfin, il convient de prendre en compte la plus grande difficulté de sculpture de ces composites du fait de l'absence d'incrémentation. Des protocoles de sculpture modifiés ont été proposés par certains auteurs pour compenser ces difficultés³¹.

2.1.7 Adhésion

En ce qui concerne l'adhésion, on ne note pas de différence dans l'adaptation marginale à l'émail ou à la dentine des composites Bulk par rapport aux composites conventionnels sur des dents postérieures après un protocole adhésif auto-mordant ou mordantage-rinçage³².

De plus, bien que la polymérisation du matériau soit réalisée sur 4mm ou plus de profondeur, l'augmentation du volume des incréments ne semble pas entraîner une augmentation des contraintes liées à la rétraction de prise du fait de l'incorporation de monomères spécifiques.

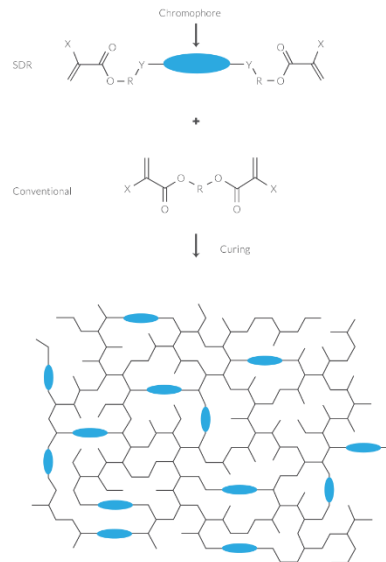
Afin de diminuer cette contrainte, la majorité des industriels ont inséré dans la chaîne des monomères des groupements favorisant la relaxation des polymères (UDMA modifié dans le cas du SDR de Dentsply, par exemple), ce qui a pour effet de modifier la cinétique de polymérisation. En effet, ce modulateur a un haut poids moléculaire et permet une plus grande flexibilité des groupes qui lui sont liés. La polymérisation qui s'ensuit se fait alors avec une augmentation plus progressive de la rigidité, se traduisant par moins de contraintes.

³¹ Hirata et al., « Bulk Fill Composites ».

³² Roggendorf et al., « Marginal quality of flowable 4 mm base vs. conventionally layered resin composite ».

Figure 6 : Illustration de mécanisme de relaxation du SDR (Dentsply-Sirona)

Des mécanismes similaires se produisent pour les autres composites Bulk-fill.



Source : dentsply-sirona, « SDR® flow+ », 2019

2.1.8 Capacité de réparation et d'entretien

Étant donné un taux de conversion comparable à celui d'un composite conventionnel (60 à 65 %), ce matériau peut aisément être réparé dans le temps.

2.1.9 Aspect financier

Ce composite ayant un prix comparable à celui d'un composite classique, il permet de diminuer le coût-horaire de la réalisation du soin.

Tableau 1 : Tableau récapitulatif sur les propriétés comparées des différentes familles de composites Bulk par rapport aux composites fluides et de moyenne-haute viscosité

Propriétés	Composite Fluide	Composite de Restauration	Composite Bulk Fluide	Composite Bulk Fibré	Composite Bulk Resto
Adaptation Marginale/Parois	***	**	***	**	**
Propriétés Optiques	**	***	* ou **	*	* ou ***
Résistance à l'usure	*	***	*	*	**
Contrainte de Polymérisation	*	**	**	** ou ***	**
Epaisseur Polymérisation	*	*	** ou ***	***	** ou ***
Tolérance Milieu humide	*	*	*	*	*
Recul Clinique	***	***	**	*	**

Source : Docteur François, 2018

2.2. CVI Haute Viscosité

Figure 7 : CVI-HV (EQUIA Forte®, GC Corporation) illustrant l'association d'un CVI en capsule et d'un vernis photopolymérisable de surface



Source : GC europe, « Equia Forte® », 2019

2.2.1 Description du matériau

Face aux lacunes évidentes des propriétés mécaniques en usure et en flexion des CVI conventionnels, et de résistance à l'usure et à l'hydrolyse des CVIMAR, les CVI-HV ont été proposés.

Bien que ceux-ci aient une chimie en tout point comparable à celle des CVI conventionnels, ils présentent cependant un certain nombre de particularités à l'origine de leurs nouvelles propriétés. Schématiquement, il est possible de les décrire comme des CVI conventionnels modifiés et améliorés.

Ces CVI haute viscosité peuvent, toujours comme les CVI conventionnels se présenter sous la forme poudre-liquide à mélanger manuellement où sous une forme de capsule à mixer afin d'avoir des propriétés mécaniques optimales.

Le passage au CVI HV fut possible chimiquement par la diminution de la taille des charges et pour certains l'ajout de petites particules très réactives, l'augmentation du poids moléculaire de l'acide, l'augmentation du ratio poudre/liquide et l'application du vernis protecteur dans quelques cas pour moduler ses propriétés mécaniques. Le premier CVI HV apparut était le Fuji IX (GC corporation, Tokyo, Japon). Aujourd'hui, la majorité des fabricants proposent sur le marché leur version de CVI-HV avec cependant des indications qui varient grandement entre eux.

Sa popularité, outre le fait qu'ils ne contiennent aucun dérivé méthacrylate vient également de sa simplicité d'utilisation dans le cadre des techniques ART (Atraumatic Restorative Treatment en anglais).

Cette technique est principalement utilisée dans les pays émergents où il y a un réel besoin d'un matériau pouvant être utilisé avec instruments manuels, afin d'offrir une offre de soin dans des zones reculées.

Après une excavation manuelle, un matériau tolérant à l'humidité et bioactif est mis en place au niveau de la perte de substance afin de renforcer l'organe dentaire : le CVI-HV est le matériau de choix dans cette technique.

2.2.2 Biocompatibilité

Le CVI HV a la même biocompatibilité que CVI conventionnel. Elle est donc meilleure que celle des CVIMAR et des composites qui contiennent des dérivés méthacrylates. En revanche l'utilisation systématique d'un vernis protecteur contenant des monomères résineux et des éléments chimiques permettant une polymérisation même au contact de l'oxygène vient nuancer la biocompatibilité de l'ensemble.

Ce CVI HV également appelé CVI condensable est dit bioactif, car il relargue des ions fluorures. Cette libération est maximale lors de sa mise en place et décroît avec le temps. Toujours comme le CVI

conventionnel, ce matériau est susceptible de se recharger dans la cavité buccale³³. Cependant, l'application de la résine photo-polymérisable occlusale modifie la cinétique de libération des ions fluorures présents dans le CVI HV, même si sa « durée de vie » est courte (environ 6 mois). En revanche, le vernis n'étant pas placé au niveau de l'espace inter-proximal, la diffusion au niveau de cette zone clef de récurrence carieuse n'est pas modifiée³⁴.

2.2.3 Résistance mécanique

Ce type de CVI a une résistance mécanique améliorée. En effet ils proposent des propriétés mécaniques en compression, en résistance à l'usure et en dureté supérieures à celles des CVI et CVIMAR^{35 36}.

On note aussi une augmentation de leur résistance à la flexion par rapport aux CVI conventionnels, grâce à l'augmentation de leur poids moléculaire et la concentration des polyacrylates, mais également par l'utilisation de la résine de surface améliorant la résistance en flexion mais diminuant la dureté de surface³⁷.

Leur résistance à l'abrasion finale serait comparable à celle d'une résine composite³⁸.

Cependant, comme pour les composites Bulk-fill, il existe une grande variation dans la qualité et les indications de mises en œuvre des différents CVI-HV disponibles sur le marché.

³³ Dursun, François, et al., « Les CVI à haute viscosité : partie 2, applications cliniques ».

³⁴ Tiwari et Nandlal, « Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement : an in vitro trial ».

³⁵ Khoroushi et Keshani, « A review of glass-ionomers : from conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer ».

³⁶ Lazaridou et al., « Dental materials for primary dentition : are they suitable for occlusal restorations ? A two-body wear study ».

³⁷ Bagheri et al., « Effect of g-coat plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements ».

³⁸ Kanik, Turkun, et Dasch, « In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements : a confocal laser scanning microscopy study ».

Tableau 2 : Tableau résumant les indications des principaux CVI-HV disponibles sur le marché

Nom commercial	Indications
Chemfill Rock (Dentsply)	Restaurations dents temporaires. Restauration provisoires de longue durée de classe I et II. Reconstitution de moignons. Restaurations cervicales
Riva Self Cure (SDI)	Idem précédent + très petites Classe I d'usage non soumises à l'occlusion
Ionofill Molar (Voco)	Idem précédent + Restaurations d'usage de classe II non soumise à l'occlusion.
Fuji IX GP Fast (GC) Fuji IX GP Extra (GC)	Idem précédent + Classe I et Classe II d'usage sous faible contraintes
Ketac Molar (3M ESPE)	Idem précédent + Restaurations d'usage de classe II soumises à contraintes occlusales modérées.
Ketac Universal (3M ESPE)	Idem précédent + Restauration d'usage de classe I soumises à des contraintes occlusales modérées.
EQUIA Forte = Capsule EQUIA Forte + EQUIA Coat (GC)	Idem précédent + Certaines restaurations d'usage de classe I et II soumises à des contraintes occlusales importantes (selon la géométrie cavitaire)

Source : Docteur François, 2018

2.2.4. Stabilité dimensionnelle

La stabilité dimensionnelle de ces CVI-HV semble comparable à celle des CVI et des CVIMAR avec les mêmes mécanismes de compensation de la rétraction de polymérisation.

Sa sensibilité à l'acidité semble rester importante.

Récemment ont été proposés sur le marché asiatique des CVI-HV (Fuji Bulk, GC Corporation, Japon) rapportés comme étant plus résistants aux attaques acides que les CVI conventionnels et CVIMAR. Cependant, leurs propriétés n'ont pas encore été étudiées.

2.2.5. Esthétique

Un traitement de surface spécifique des charges de FAS a permis aux nouvelles générations de CVI HV une meilleure possibilité de polissage et un gain esthétique. Certaines marques proposent même aujourd'hui plusieurs teintes, et pour l'EQUIA Forte, la mise en place du Coat va lisser et rendre brillante la surface.

L'esthétique de ces nouveaux CVI demeure toutefois inférieure à celle des résines composites et globalement comparable à celle des CVIMAR selon la majorité des auteurs.

2.2.6. Facilité de mise en œuvre

Le CVI HV se retrouve sous deux formes : encapsulée ou en mélange manuel. Comme pour tous les autres CVI, la forme en capsule est à privilégier pour des propriétés mécaniques optimales.

La prise du CVI HV est uniquement chimique, il peut donc être mis en place en un incrément, contrairement à la résine composite, ou au CVIMAR.

2.2.7. Adhésion

Les caractéristiques chimiques de leur liaison aux tissus dentaires sont comparables aux mécanismes déjà décrits pour les CVI conventionnels.

Toutefois, les dernières générations de CVI-HV s'emploient sans traitement de surface obligatoire, selon les recommandations des fabricants. La nature acide du CVI-HV suffirait à la dissolution partielle de la « smear layer ». Mais si les valeurs d'adhérence restent comparables à court terme, ce n'est déjà plus le cas à 6 mois³⁹, et le conditionner pourrait renforcer l'étanchéité et la durabilité des valeurs d'adhérence obtenue⁴⁰.

³⁹ Hoshika et Jan De, « Effect of conditioning and aging on the bond strength and interfacial morphology of glass-ionomer cement bonded to dentin ».

⁴⁰ Yilmaz, Gurbuz, et Kocogullari, « The influence of various conditioner agents on the interdiffusion zone and microleakage of a glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth ».

L'adhésion finale obtenue est comparable à celle du CVIMAR, supérieure à celle du CVI conventionnel mais inférieure à celle d'une résine composite collée sur la dentine à l'aide d'un système adhésif amélo-dentinaire.

2.2.8. Capacité de réparation et d'entretien

Les possibilités de réparation de ce matériau pourraient être discutées de par l'absence de résine. Récemment des travaux menés ont montré qu'il était tout à fait possible de coller sur un CVI-HV avec un système adhésif amélo-dentinaire malgré l'absence de monomères dans le matériau⁴¹.

Cette constatation ouvre la place à la réparation d'une éventuelle fracture partielle de ce matériau, mais également à son utilisation dans différentes situations cliniques problématiques comme la remontée de marge ou l'utilisation en sandwich-ouvert notamment en temporisation chez les patients poly-carieux non compliants.

2.2.9. Aspect financier

Avec un prix s'approchant de 5 Euros par utilisation et par dent traitée, ce matériau semble se positionner sur un coût en consommables comparable à celui de la mise en place d'un composite direct.

Cependant, avec le gain de temps obtenu par l'absence de stratification nécessaire, l'utilisation d'un CVI-HV peut résulter, dans les cas où son utilisation est envisageable, en une diminution du coût horaire du soin.

⁴¹ Kaup et al. « Shear bond strength of biodentine, proroot mta, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. ».

Tableau 3 : Tableau récapitulatif comparant les propriétés des CVI-HV à celles des CVIMAR et des composites fluides ou de restauration

Propriétés	Composite de restauration	Composite fluide	CVI MAR	CVI-HV
Adaptation marginale	**	***	**	**
Propriétés optiques	***	** / ***	* / **	**
Résistance à l'usure	***	*	*	**
Contrainte/Retrait de polymérisation	**	*	***	***
Epaisseur polymérisation	*	*	**	***
Tolérance au milieu humide	*	*	**	**
Temps de mise en œuvre	*	*	**	***
Recul clinique	***	***	***	**

Source : Docteur François, 2018

2.3. Silicates de calcium

Les silicates de calcium sont depuis longtemps utilisés dans le BTP. Le ciment de Portland, donc issu d'un mélange poudre-liquide comme son nom l'indique, a été découvert et breveté par un anglais : Joseph Apsdin en 1824. Afin de former la poudre, un broyat de carbonate de calcium et d'argile est porté à très haute température (1450°C)⁴².

Les premiers dérivés de ce ciment de portland sont apparus avec le ProRoot MTA (Dentsply-Sirona, Tulsa, USA) et composés majoritairement de quatre composants (silicate tricalcique, silicate

⁴² Kaur et al., « Mta versus biodentine : review of literature with a comparative analysis ».

dicalcique, aluminoferrite tétracalcique et aluminat tricalcique).

Ce matériau, mis au point par Mahmoud Torabinejad en 1993, n'est schématiquement qu'un ciment de Portland dépourvu d'oxydes lourds toxiques.

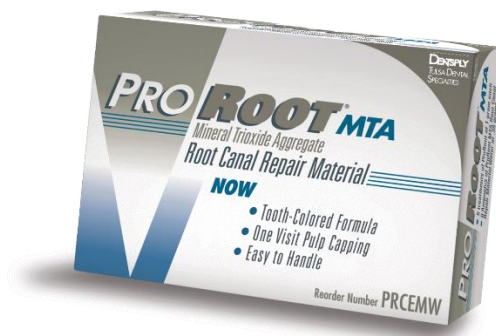
Maintenant, la famille des dérivés des ciments de Portland a évolué et des produits plus purifiés et réellement spécifiques aux problématiques rencontrées dans le domaine dentaire sont disponibles sur le marché : ce sont les silicates tricalciques.

L'ensemble de ces matériaux représentent désormais le « gold standard » pour les coiffages pulpaire, la réparation du système endodontique ou les thérapeutiques d'apexification⁴³.

2.3.1 MTA

Figure 8 : Illustration du conditionnement ProRoot MTA (Dentsply-Sirona)

Il fut le premier ciment de portland mis sur le marché suite aux travaux de recherche de Mahmoud Torabinejad.



Source : Dentsply sirona, « Pro Root MTA », 2019

2.3.1.1 Description du matériau⁴⁴

Le MTA fut le premier représentant des ciment silicates de calcium.

Il existe deux versions de MTA : le gris, qui fut le premier sur le marché (et responsable de dyschromies importantes) et le blanc, une évolution avec moins d'oxydes métalliques ayant pour but d'engendrer moins de dyschromies dentaires.

Ces matériaux, dont seul le blanc persiste sur le marché à l'heure actuelle sont donc deux produits différents.

⁴³ Kaur et al.

⁴⁴ Kaur et al.

Le mélange de la poudre avec le sérum physiologique entraîne la réaction des silicates dicalciques avec les silicates tricalciques et aboutit à la formation des deux gels d'hydroxyde de calcium et de silicates de calcium hydratés produisant un pH alcalin extrêmement basique.

Une réaction supplémentaire vient se produire entre l'aluminate tricalcique et le phosphate de calcium amenant à la diffusion d'ions calciques dans les tubules dentinaires. Cette concentration d'ions calcium augmente avec le temps et le durcissement du matériau.

Les premières phases de cette réaction s'étendent sur plusieurs heures et nécessitent un environnement humide.

2.3.1.2 Biocompatibilité

Le MTA est connu pour son absence de mutagénicité et de cytotoxicité, et donc sa compatibilité à être placé au contact des tissus dentaires et parodontaux⁴⁵. C'est surtout sa bio activité qui a fait de lui un matériau très utilisé aujourd'hui.

En effet, il est capable d'initier la formation de phosphate de calcium en rapport avec l'environnement buccal, dentinaire et parodontal. Ceci se fait par la formation de dentine réparatrice, prolifération cellulaire, stimulation de la production de facteurs de croissance et son activité antibactérienne⁴⁶.

2.3.1.3 Résistance mécanique

Les propriétés mécaniques en compression et en flexion imposent son recouvrement occlusal.

2.3.1.4 Stabilité dimensionnelle

Relativement peu d'études sont venues étudier la solubilité du MTA et son degré de solubilité. La seule conclusion trouvée est qu'avec la diminution du ratio poudre-liquide, la solubilité du matériau et le relargage de calcium est augmenté dans les premières phases de prise.

Cependant, comparé à l'hydroxyde de calcium, ce matériau apporte une amélioration évidente en termes de stabilité dimensionnelle et d'étanchéité à terme au niveau de la plaie pulpo-dentinaire⁴⁷.

⁴⁵ Torabinejad et Parirokh, « Mineral trioxide aggregate ».

⁴⁶ Parirokh et Torabinejad, « Mineral trioxide aggregate ».

⁴⁷ Torabinejad et Parirokh, « Mineral trioxide aggregate ».

2.3.1.5 Esthétique

Le MTA peut provoquer à long terme une altération de la coloration⁴⁸.

Ce pouvoir dyschromiant a été grandement amélioré lors du passage du MTA Gris vers le MTA Blanc mais ce matériau continue de présenter un pouvoir dyschromiant de par son oxyde de bismuth.

2.3.1.5 Facilité de mise en œuvre

Le temps de prise du MTA est de 2 heures et 45 minutes et nécessite un environnement humide.

De plus, son application en raison de son coût très important et de ses faibles propriétés mécaniques doit se faire de la façon la plus ponctuelle possible.

Pour cette raison, son utilisation en tant que substitut dentinaire n'est plus d'actualité (en plus de la dyschromie engendrée) et il n'est plus utilisé qu'en endodontie.

2.3.2 Biodentine

Figure 9 : Illustration du conditionnement de la Biodentine

C'est le premier silicate tricalcique pur apparu sur le marché.



Source : Septodont, « Biodentine™ », 2019

⁴⁸ Vallés et al., « Color Stability of Teeth Restored with Biodentine ».

2.3.2.1 Description du matériau⁴⁹

La Biodentine est probablement l'évolution la plus connue du MTA en France.

Cependant, bien que dérivée des ciments de Portland, elle possède des particularités qui lui sont propres.

La première est au niveau de sa composition : il s'agit d'un silicate tricalcique pur associé à du carbonate de calcium afin d'accélérer sa réaction de prise. Enfin, pour des soucis de dyschromie et de biocompatibilité, l'oxyde de bismuth du MTA est remplacé par de l'oxyde de Zirconium.

Le liquide est également différent de celui du MTA: il contient en plus de l'eau, du chlorure de calcium pour accélérer la réaction ainsi qu'un super-plastifiant breveté par le fabricant. Le liquide ne peut donc être remplacé par du sérum physiologique. Cela aboutit à une réaction accélérée et en partie différente aboutissant à la formation d'un gel de silice hydratée et la libération d'hydroxyde de calcium.

Placé dans le milieu buccal, l'hydratation constante va permettre la formation du gel à la surface des grains de silicate de calcium. C'est un matériau qui durcit progressivement.

Si elle est nécessaire à la prise du matériau, une trop grande quantité d'eau fera diminuer la résistance mécanique du matériau. C'est pourquoi sont présents dans le matériau les polymères hydrosolubles permettant de diminuer la présence d'eau au sein du matériau, tout en assurant une certaine souplesse au mélange. Par contre, un mélange trop pauvre en eau sera moins homogène⁵⁰.

2.3.2.2 Biocompatibilité

Les tests ISO étudiant la cytotoxicité de la Biodentine sur des fibroblastes nous montrent que ce matériau peut être considéré comme non cytotoxique, contrairement à l'hydroxyde de calcium qui engendre une réaction moins favorable sur les fibroblastes. De nombreuses études abondent dans ce sens⁵¹.

D'autres tests comparant la Biodentine au « gold standard » MTA ont montré une faible et comparable cytotoxicité entre les deux matériaux et les fibroblastes humains ainsi qu'une faible expression de marqueurs inflammatoires^{52 53}.

⁴⁹ Kaur et al., « Mta versus biodentine : review of literature with a comparative analysis ».

⁵⁰ Grech, Mallia, et Camilleri, « Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials ».

⁵¹ Poggio et al., « In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials : a comparative study ».

⁵² Zhou et al., « In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material ».

⁵³ Corral Nuñez et al., « Biodentine and mineral trioxide aggregate induce similar cellular responses in a fibroblast cell line ».

Au-delà de la biocompatibilité du matériau, la Biodentine est connue pour sa bio activité. Elle est en effet capable d'induire la formation d'hydroxyapatite à son contact mais aussi de stimuler une réparation pulpaire a un degré égal ou supérieur au MTA selon les études⁵⁴.

Des études ont montré que ce ciment a une action sur la synthèse de facteurs de croissance (responsables de l'angiogénèse), de facteurs de l'inflammation et sur la cicatrisation⁵⁵.

On assiste aussi après 48 heures à des néoformations minéralisées alors que des facteurs tels que TGF beta 1, l'ostéocalcine ou l'ostéopontine sont synthétisées. A partir du 28ème jour, on peut observer la formation d'un pont minéralisé au contact du matériau : c'est de la dentine tertiaire. Toutefois, même si les ciments à base de silicate de calcium ont une action antibactérienne et anti fongiques, celles de la Biodentine sont limitées⁵⁶.

Aussi, placé au contact du parodonte, il a été montré une réelle survie cellulaire sur le long terme, la formation d'un ligament parodontal en regard du ciment, une stimulation de l'activité des cémentoblastes et une inhibition de celle des ostéoclastes.

2.3.2.3. Résistance mécanique

Grâce à une plus faible teneur en eau utilisée pour le mélange, la Biodentine est plus dense que le MTA et présente moins de porosités. Elle présente une meilleure résistance à la compression et à la flexion.

Ses propriétés mécaniques semblent sensibles aux agressions de l'environnement comme l'éclaircissement dentaire⁵⁷.

2.3.2.4. Stabilité dimensionnelle

La Biodentine perd une partie de sa cohésion lorsqu'elle est exposée à l'eau pendant sa prise ce qui se traduit par des propriétés mécaniques altérées. C'est pour cela que la mise en place d'un champ opératoire est nécessaire comme pour n'importe quel soin de qualité avec un matériau de restauration⁵⁸.

⁵⁴ Han et Okiji, « Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials ».

⁵⁵ Peters et al., « Effects of two calcium silicate cements on cell viability, angiogenic growth factor release and related gene expression in stem cells from the apical papilla ».

⁵⁶ Poggio et al., « In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials : a comparative study ».

⁵⁷ Keskin, Sariyilmaz, et Keles, « The effect of bleaching agents on the compressive strength of calcium silicate-based materials ».

⁵⁸ Grech, Mallia, et Camilleri, « Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials ».

De même que pour le MTA, la Biodentine crée également des dépôts de cristaux rappelant l'apatite apparaissant à sa surface. On appelle cette couche le gel CSH et de CaOH₂, et il permet l'obturation progressive des porosités du matériau, comme une autoréparation.

Après 6 mois in vivo, on note des défauts quant à la forme anatomique, l'adaptation marginale et le contact proximal. Cela serait dû à une faible résistance à l'abrasion⁵⁹.

2.3.2.5 Esthétique

Selon la majorité des auteurs, la Biodentine a une très bonne stabilité colorimétrique. Malgré cela, sa couleur est jaune et peu esthétique et nécessite le respect de certaines règles, notamment en termes d'épaisseur pour obtenir des résultats esthétiques satisfaisants^{60 61 62 63}.

2.3.2.6 Facilité de mise en œuvre

On considère que la Biodentine a un temps de prise de 40 minutes, mais comme pour tout ciment, il faut attendre un certain nombre de jours avant une stabilisation de ses caractéristiques⁶⁴.

Ces observations sont cependant contradictoires avec les recommandations du fabricant qui préconisent soit une ré-intervention à moyen terme, soit le collage sur le matériau après 12 minutes d'attente. Le principe de précaution, au vu des données acquises de la science, serait de réaliser le protocole adhésif à distance de la pose du matériau.

2.3.2.7 Adhésion

L'adhésion de la Biodentine à la dentine est de type chimique et micromécanique. On distingue deux types d'interfaces : une zone de diffusion cristalline intra tubulaire, due à une pénétration du matériau dans les canalicules (« tag minéral ») et une zone d'infiltration minérale inter tubulaire. S'ensuit la formation d'une couche ressemblant à une couche hybride typique des systèmes d'adhésion.

⁵⁹ Bachoo, Seymour, et Brunton, « A biocompatible and bioactive replacement for dentine ».

⁶⁰ Vallés et al., « Color Stability of Teeth Restored with Biodentine ».

⁶¹ Bhavya et al., « Spectrophotometric analysis of coronal discoloration induced by white mineral trioxide aggregate and Biodentine ».

⁶² Marjanovic et al., « Optical properties of composite restorations influenced by dissimilar dentin restoratives ».

⁶³ Camilleri, « Staining potential of neo mta plus, mta plus, and biodentine used for pulpotomy procedures ».

⁶⁴ Villat et al., « Impedance methodology : a new way to characterize the setting reaction of dental cements ».

Cette adhésion à la dentine est très discutée : certains auteurs lui trouvent une adhérence à la dentine comparable à celles d'un CVI⁶⁵ alors que d'autres rapportent une adhérence bien plus faible⁶⁶.

D'autre part, l'adhésion à la biodentine par l'intermédiaire de différents systèmes adhésifs est également grandement discutée : alors que certaines études ont montré des valeurs d'adhérences correctes sur ce matériau et comparables à celles obtenues sur un CVI, d'autres ont montré des valeurs d'adhérence bien plus faibles^{67 68}.

Alors que deux protocoles de collage sont proposés pour ce matériau : après 12 minutes d'attente ou lors d'un rendez-vous différé, il semble préférable de réaliser l'hybridation dans une seconde séance où le ciment aura alors de meilleures propriétés physico-chimiques⁶⁹.

2.3.3 Autres dérivés biocéramiques

Depuis quelques années sont apparus d'autres matériaux alternatifs à la Biodentine et au MTA afin d'essayer de rendre leur manipulation plus simple.

Figure 10 : Illustration du packaging du Totalfill BC RRM (FKG) et du Theracal LC (Bisco)



Source : Fkg dentaire, « TotalFill[®] », 2019 ; Bisco, « Theracal[™] LC », 2019

⁶⁵ Kaup et al., « Shear bond strength of biodentine, proroot mta, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo ».

⁶⁶ F, Albogami, et Alqahtani, « Shear bond strength of different dentin substitute restorative materials to dentin of primary teeth ».

⁶⁷ Deepa et al., « Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners : theracal lc, biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive : an in vitro study ».

⁶⁸ Meraji et Camilleri, « Bonding over dentin replacement materials ».

⁶⁹ Hashem et al., « The physical characteristics of resin composite–calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration ».

La première évolution sont les biocéramiques biphasiques représentés sur le marché entre autres par l'Endosequence BC Sealer (Brasseler) et le TotalFill (Fkg) avec une consistance « putty ».

Ces matériaux se présentent sous la forme d'une seringue pré-mélangée et peuvent être appliqués ponctuellement : leur mise en œuvre est donc facilitée par rapport à la Biodentine.

Leur prise se fait grâce à l'humidité apportée par les tissus dentaires. Ils sont appelés biphasiques car leur prise repose sur l'association et la cohabitation de deux phases au sein du matériau : une phase de silicates tricalciques et une phase de phosphates de calcium. C'est cette association qui leur donne la capacité d'être stockés en seringue pré-mixée et de voir leur prise se faire au contact des tissus dentaires.

Leurs propriétés biologiques sont discutées selon les études mais semblent comparables ou légèrement inférieures à celles de la Biodentine ou du MTA⁷⁰.

Ils représentent également une voie d'avenir dans l'obturation canalaire endodontique sous leurs formes liquides.

La seconde évolution est le Theracal LC (Bisco) qui peut schématiquement se décrire comme un MTA dans lequel l'oxyde de bismuth est substitué par du barium, et dans lequel une matrice résineuse métacrylate est ajoutée. Ce matériau photopolymérisable possède des propriétés mécaniques améliorées par rapport à ses concurrents ainsi qu'un temps de prise largement diminué grâce à la photopolymérisation. Cependant de grandes réserves sont à émettre quant à sa biocompatibilité et sa bioactivité en raison d'un relargage inférieur de produits bioactifs lors de sa prise ainsi que la résine photopolymérisable qu'il contient^{71 72}.

⁷⁰ Schembri-Wismayer et Camilleri, « Why biphasic ? Assessment of the effect on cell proliferation and expression ».

⁷¹ Collado-González et al., « Cytotoxicity and bioactivity of various pulpotomy materials on stem cells from human exfoliated primary teeth ».

⁷² Lee et al., « Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with proroot mta, retromta, and theracal in dogs' teeth ».

Tableau 4 : Tableau comparant les différentes biocéramiques entre elles avec l'hydroxyde de calcium

Les affirmations de ce tableau ne sont que partiellement justifiées en raison de la limitation de références bibliographiques

Propriétés étudiées	Hydroxyde de calcium non résineux	Dérivés du ciment de portland (biocéramiques première génération) (ex : MTA)	Dérivés du ciment de portland résineux (ex : Theracal LC)	Silicates tricalciques (biocéramiques 2nd génération) (ex : Biodentine)	Biocéramiques biphasiques (ex : Bioaggregate/ Endosequence)
Biocompatibilité /Bioactivité	**	****/*****	*	*****	*****
Qualité du pont dentinaire	***	****/*****	*/**	*****	*****
Dyschromie engendrée à terme	****	**	?	***	****
Propriétés mécaniques[*	***	*****	*****	**
Adhérence à la dentine	*	**/**	*****	***	?
Adhérence d'une résine composite appliquée dessus	*	**/**	*****	***	?
Facilité de mise en œuvre / Temps de prise	**	**	*****	***/**	****
Recul Clinique / Coiffage pulpaire	*****	*****	**	*****	***
Succès clinique	***	*****	?	*****	*****

Source : Docteur François, 2018

3 : Cas cliniques

Nous allons maintenant voir à travers quelques cas cliniques, comment la connaissance des particularités de ces nouveaux substituts dentinaires peut éventuellement nous ouvrir de nouvelles potentialités cliniques.

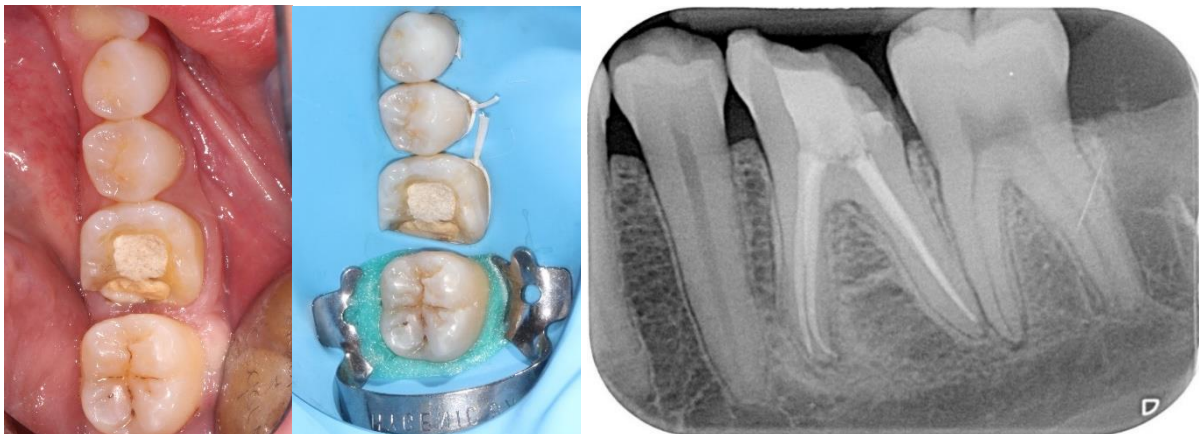
3.1. Composite Bulk

3.1.1 Cas n°1

Le premier cas clinique concerne une patiente de 23 ans consultant pour une réhabilitation prothétique de type onlay sur 36. Le traitement endodontique de cette dent a été réalisé la semaine précédente dans des conditions strictes d'étanchéité par un endodontiste exclusif. La restauration pré-endodontique a été perdue la veille du rendez-vous pour la réalisation de l'onlay. Les tests cliniques ne montrent pas de symptomatologie.

Le cas clinique est issu d'un article de la publication Stratégie Prothétique⁷³.

Figure 11 : Photographies de la situation initiale montrant la 36 après traitement endodontique avant et après la mise en place de la digue, ainsi que la radiographie rétro-alvéolaire pré-opératoire



Source : Docteur François, 2018

Nous notons la persistance de différents matériaux de restauration (Cavit en occlusal, Biodentine et CVI au niveau cervical). La limite de la future restauration sera juxta-osseuse et l'isolation s'avère difficile malgré la mise en place de doubles ligatures.

⁷³ François et al., « Gestion de la limite très sous-gingivale : approche adhésive, par la remontée de marge ».

Figure 12 : Photographies de la remontée de marge distale décidée sur 36



Source : Docteur François, 2018

Après matricage périphérique (Automatrix ; Dentsply-Sirona), une remontée de marge à l'aide d'un composite Bulk-Fill Flow en deux incréments obliques (Tetric EvoFlow Bulk-Fill ; Ivoclar-Vivadent) a été décidée. A noter le changement de teinte caractéristique de certains composites Bulk-Fill après polymérisation.

Figure 13 : Photographie de la préparation d'onlay et de l'intégration parodontale de la remontée de marge à +1 semaine ainsi que la radiographie rétro-coronaire post-opératoire



Source : Docteur François, 2018

La suite du cas n'utilisant pas les composites bulk est donnée de façon succincte et à titre informatif.

Figure 14 : Photographies de simulation de l'onlay grâce à l'empreinte optique réalisée, du modèle réalisé, de la pièce prothétique sur le modèle, de la mise en place du champ opératoire et de la situation intra-buccale après collage et réglage de l'occlusion



Source : Docteur François, 2018

Analyse du cas :

Le protocole d'incrémentation des composites conventionnels est strict. Dans ce cadre de la remontée de marge, ce n'est pas la possibilité de photo polymériser le composite bulk sur une profondeur de 4 mm qui est recherchée mais bien de bénéficier du côté auto-nivelant du composite fluide tout en diminuant la contrainte engendrée par la polymérisation grâce aux monomère spécifiques incorporés dedans. Il convient quand même de garder en tête que le matériau idéal dans le cadre de la remontée de marge n'existe pas : le composite bulk-fill est ainsi plus sensible à la corrosion biologique que le composite nano-hybride. C'est un confort clinique pour le praticien mais aussi une réduction du stress pour le patient qui passe moins de temps au fauteuil. La prise de l'empreinte est ensuite facilitée, ainsi que le collage ultérieur de l'onlay. D'un point de vue mécanique, nous savons que les composites Bulk-fill flow doivent être recouverts en occlusal, ce qui sera le cas ici après le collage de la pièce prothétique.

3.1.2 Cas n°2

Le second cas clinique concerne une patiente en bon état de santé général, de 55 ans, consultant pour une pulpite aigue irréversible sur 27.

Trois semaines après le traitement endodontique, la dent est asymptomatique à la palpation, à la percussion, une mobilité I est objectivable ainsi qu'une absence de sondage ponctuel.

La restauration d'usage peut donc être effectuée : la patiente ne désirant pas de restauration indirecte, une restauration directe au composite Bulk-fill est alors indiquée.

L'iconographie de ce cas clinique est disponible dans la revue Clinica⁷⁴.

Figure 15 : Photographie de la situation initiale sous digue montrant le CVI occluso-distal mis en temporisation sur 27 et une prise de vue en cours de curetage carieux sur laquelle un défaut d'étanchéité peut être observé en distal



Source : Docteur François, 2019

⁷⁴ François et al., « Les matériaux bulk-fill : premier bilan ».

Figure 16 : Photographies de la situation clinique après matriçage



Source : Docteur François, 2018

La pose de la matrice (Metafix ; Kerr-Hawe) a nécessité l'utilisation de téflon, de digue liquide (Opaldam Green ; Ultradent), d'un coin de silicone (Compositight 3D Fusion ; Garrison) en distal ainsi que d'un coin de bois en mésial pour stabiliser la matrice. Ensuite, un adhésif de type MR3 (Optibond FL ; Kerr) est appliqué.

Visualisation de la profondeur de cavité à l'aide d'une sonde parodontale : ici entre 8 et 9mm. Malgré leur profondeur de polymérisation améliorée, un seul incrément ne sera pas possible : il conviendra donc de mettre en œuvre une technique incrémentale simplifiée (2 à 3 incréments).

Figure 17 : Photographies illustrant la réalisation d'une remontée de marge avec un composite Bulk-fill flow sur 3mm (SDR ; Dentsply-DeTray) puis mise en place dans la cavité d'un composite bulk fibré sur 4mm (Ever-X Posterior, GC Corporation)



Source : Docteur François, 2018

Les fibres de verre que contient le Bulk-fill Ever-x posterior sont particulièrement visibles, notamment au niveau distal sur le composite ayant servi à réaliser la remontée de marge. Les fibres de verre ne

devant pas être exposées au milieu buccal, celle-ci est éliminée avant de poursuivre la restauration. Enfin, mise en place d'un composite bulk de restauration en un incrément (Filtek Bulk One ; 3M ESPE).

Figure 18 : Photographie lors de la consultation de contrôle 15 jours après la réalisation de la restauration



Source : Docteur François, 2019

Un repolissage est ensuite effectué.

Analyse du cas :

Trois types de composites Bulks ont ici été utilisés. Comme vu lors du cas précédent, le composite Bulk-fill flow est un matériau intéressant afin de réaliser des remontées de marge.

Au niveau de la cavité, celle-ci étant profonde, l'utilisation du composite Bulk-fill Ever-X Posterior permet d'améliorer les propriétés mécaniques de cette restauration. Le recouvrement occlusal par le composite Bulk de restauration Filtek Bulk One est nécessaire pour éviter que des fibres de verre du composite Ever-X ne soit en contact avec le milieu buccal, ainsi que pour offrir une résistance correcte à l'abrasion.

Une restauration indirecte aurait été la solution de choix dans ce cas où une grande perte de substance est objectivable. Mais ces matériaux nous ont permis de nous adapter à la demande de la patiente tout en lui proposant un bon pronostic avec un temps de travail grandement réduit (4 incréments pour la totalité).

3.2. CVI haute viscosité ⁷⁵

Ce cas clinique est celui d'un patient de 19 ans en bon état de santé général. Son motif de consultation initial est uniquement esthétique. A l'examen clinique, nous pouvons objectiver de nombreuses lésions carieuses actives avec un contrôle de plaque insuffisant (IP=100 %).

⁷⁵ François et al., « Les CVI haute viscosité : en quoi diffèrent-ils des autres CVI ? Quelles potentialités cliniques offrent-ils ? »

Toutes les dents présentent une sensibilité thermique positive (certaines exacerbées mais non rémanentes), une absence de douleur à la percussion, une palpation négative et une mobilité physiologique.

Après de multiples enseignements à l'hygiène oral, peu d'améliorations du contrôle de plaque sont objectivables.

Compte tenu de l'atteinte globale de la cavité buccale, du non contrôle de plaque du patient, et de son manque de conscience concernant la sévérité des lésions, nous avons choisi de réaliser des restaurations cervicales au CVIMAR (Fuji II) et de traiter les lésions occlusales et proximales avec un CVI-HV (EQUIA Forte).

Figure 19 : Photographies représentant la situation initiale endo-buccale



Source : Auteur, 2018

Nous pouvons observer le contrôle de plaque insuffisant du patient et l'atteinte carieuse.

Figure 20 : Situation clinique après pose du champ opératoire (gauche) et après curetage des lésions carieuses (droite)



Source : Auteur, 2018

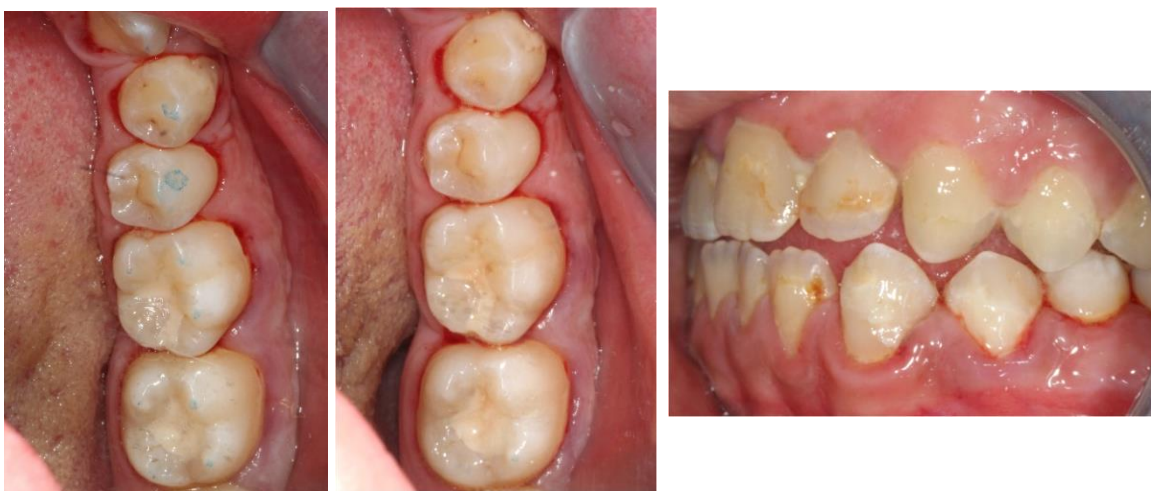
A noter à titre informatif l'aide d'un crampon incisif, d'une digue épaisse et des ligatures pour exposer les lésions carieuses très nettement sous gingivales (ici 34).

Figure 21 : Photographie de la situation clinique de la mise en place d'un CVIMAR (Fuji II LC, GC Corporation) sur la lésion cervicale de 34 et de CVIHV (EQUIA Forte, GC Corporation) sur les lésions occluso-proximales sur 36 et 37



Source : Auteur, 2018

Figure 22 : Photographies de la situation clinique après réglage de l'occlusion (gauche) et après mise en place de l'adhésif photopolymérisable associé (EQUIA Coat, GC Corporation) sur les restaurations (centre et droite)



Source : Auteur, 2018

Analyse du cas :

Chez ce patient poly carieux peu motivé, l'utilisation d'un CVI est préférable à celle d'un composite. Le protocole d'utilisation des composites est trop strict pour ces lésions, mais aussi, l'atout considérable des CVI est leur bioactivité, qui permet de relarguer des ions fluorures dans le milieu buccal, caractéristique intéressante chez un poly-carieux. Il y a quelques années, cette technique était appelée « temporisation au CVI » afin de rétablir une flore bactérienne moins cariogène et de diminuer le risque carieux du patient. Les nouveaux CVI-HV permettent désormais d'envisager garder ces restaurations sur le long cours.

Grâce au CVI, on peut également soigner un secteur en une séance, car le temps opératoire est diminué (sauf pour le CVIMAR) comparé au temps opératoire nécessaire à la mise en place de résines composite.

Le soin de la carie cervical de 34 se fait au CVIMAR dû à sa localisation. Le CVIMAR a en effet un meilleur rendu esthétique que le CVI haute viscosité.

En postérieur, les contraintes mécaniques sont multipliées. Le CVI HV a des propriétés mécaniques améliorées par rapport au CVI conventionnel et au CVIMAR, d'où son utilisation pour les lésions occluso-proximales de 36 et 37. En occlusal, la bioactivité du CVI HV est limitée par la mise en place de la couche résineuse photo-polymérisable, mais ce n'est pas le cas en proximal.

3.3. Silicates tricalciques (exemple à partir de la Biodentine)

3.3.1 Cas n°1

Ce premier cas est celui d'un patient du Docteur Maxime Drossart.

Figure 23 : Photographie et radiographie rétro-alvéolaire pré-opératoires représentant la 36

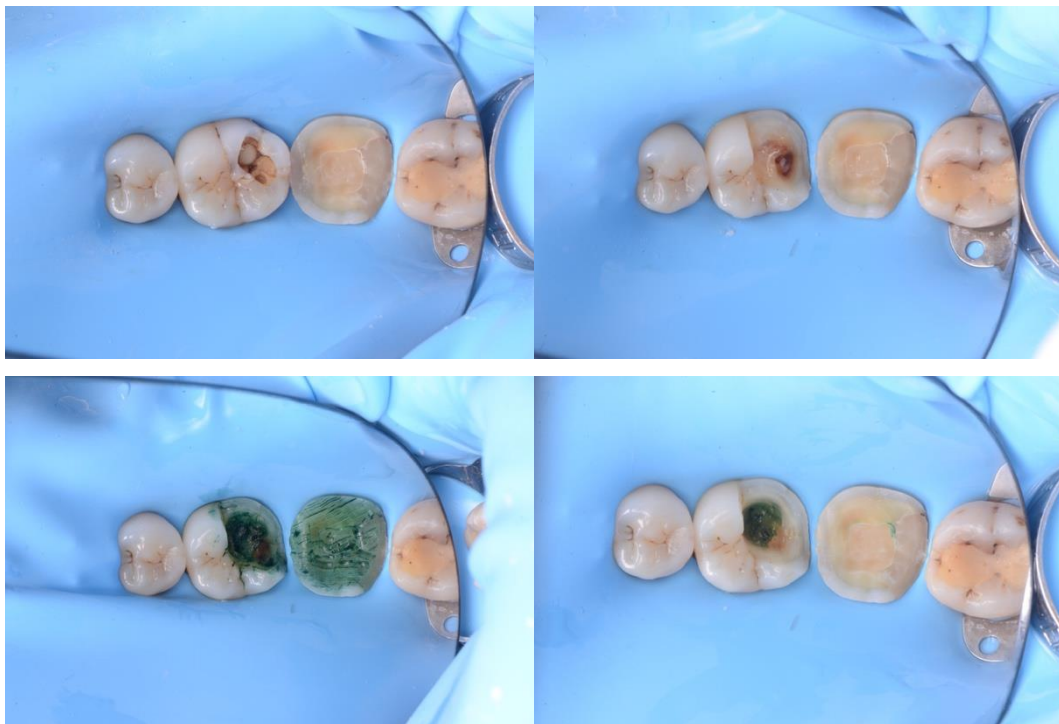


Source : Docteur Drossart, 2018

Le patient décrit des douleurs intermittentes, parfois spontanées, d'intensité modérée. Cliniquement, le test de sensibilité est positif avec une rémanence inférieure à 20 secondes, ainsi qu'un test de percussion positif.

Radiographiquement, on voit que la carie est proche de la corne pulpaire distale, ainsi que la présence d'une LIPOE au niveau de la racine mésiale.

Figure 24 : Photographies illustrant la mise en place du champ opératoire, le curetage de la lésion carieuse et la mise en place du Sableseek Ultradent



Source : Docteur Drossart, 2018

Figure 25 : Photographies de la situation après perforation pulpaire, de la compression à l'aide de coton, et de l'hémostase obtenue



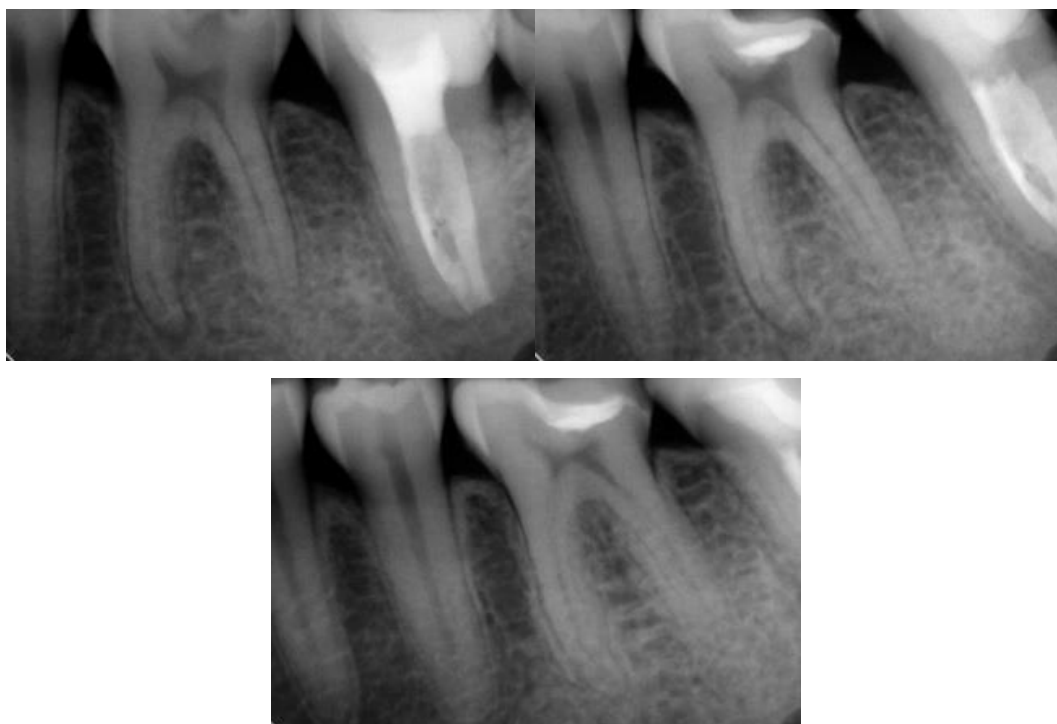
Source : Docteur Drossart, 2018

Figure 26 : Photographies représentant la mise en place du TotalFill, son recouvrement au composite sous digue et après sa dépose



Source : Docteur Drossart, 2018

Figure 27 : Radiographies à la situation initiale, le jour du soin après sa réalisation, et 5 mois après celui-ci



Source : Docteur Drossart, 2018

On voit une bonne cicatrisation de la pulpe grâce à l'apposition de dentine réparatrice au contact du matériau Biocéramique, ainsi que la cicatrisation de la LIPOE au niveau de la racine mésiale. Ce traitement est un succès.

Analyse du cas :

Les matériaux biocéramiques n'étaient indiqués que pour une exposition pulpaire de faible étendue. Or, depuis l'apparition des Biocéramiques, ce critère s'est estompé étant donné leur forte biocompatibilité et bioactivité.

Ici, le test à la percussion positif pourrait nous faire penser à une infection au niveau du site péri-apical, alors que ce n'est que la traduction d'une inflammation.

Ce traitement au TotalFill nous permet de conserver la vitalité pulpaire et par conséquent, d'améliorer le pronostic de cette 36.

3.3.2. Cas n°2

Ce deuxième cas est celui d'une pulpotomie cervicale obturée au TotalFill BC Sealer, puis au TotalFill RRM, et enfin à la Biodentine chez une patiente de 8 ans. Le soin a été effectué par le Dr Guillaume Jouanny.

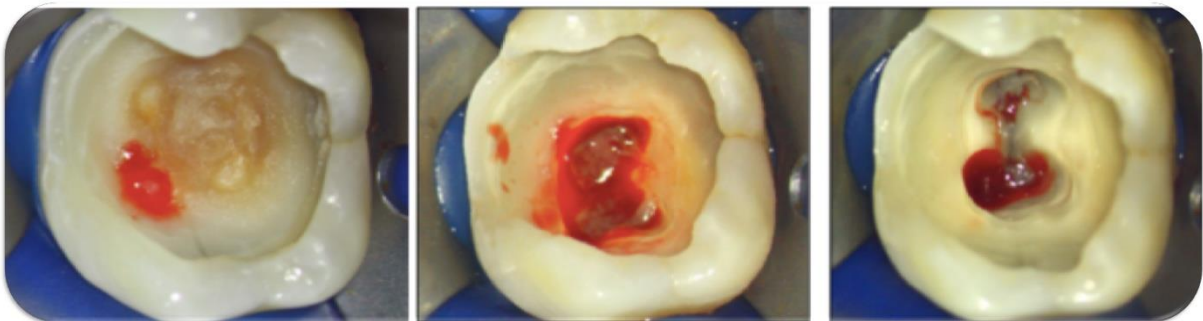
Figure 28 : Radiographie rétro-alvéolaire préopératoire de la 36, au stade 9 de NOLLA



Source : Docteur Jouanny, 2018

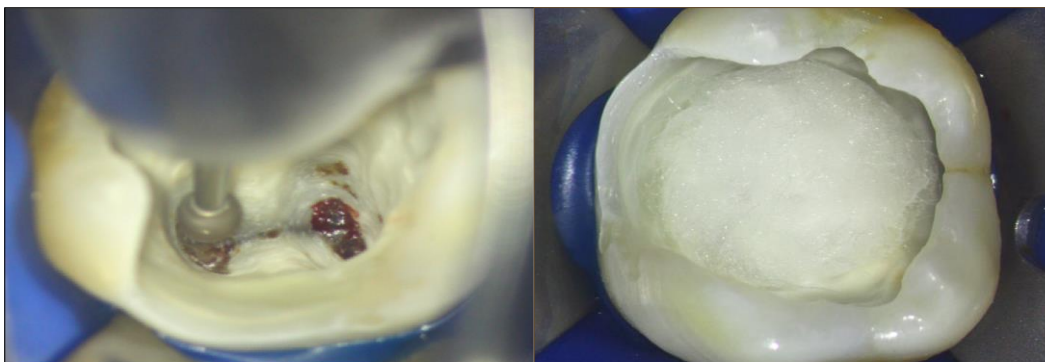
Lors de l'éviction carieuse par abord occlusal, il y a une effraction pulpaire.

Figure 29 : Photographies de l'effraction pulpaire et de l'éviction de la pulpe camérale



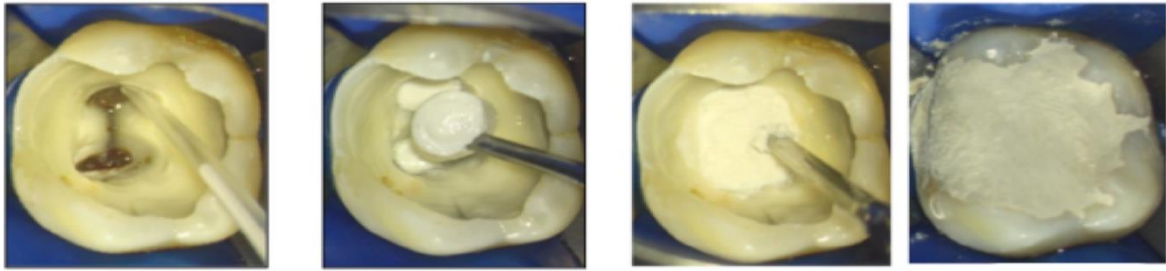
Source : Docteur Jouanny, 2018

Figure 30 : Photographies représentant l'éviction de la pulpe camérale et la mise en place de coton afin d'obtenir l'hémostase



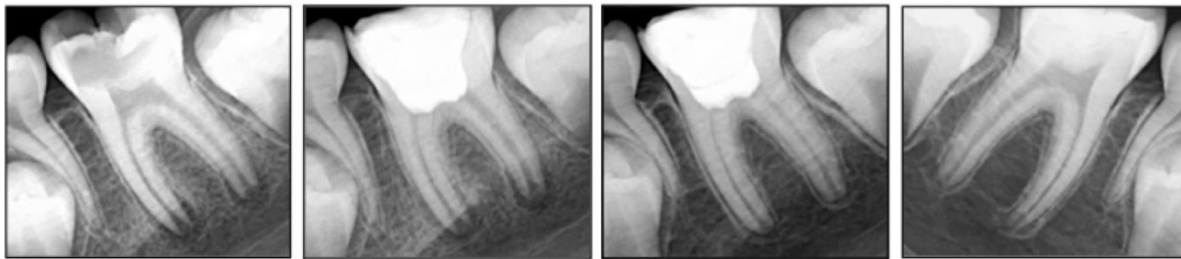
Source : Docteur Jouanny, 2018

Figure 31 : Photographies représentant la mise en place du TotalFill BC Sealer, du TotalFill RRM, et enfin de la Biodentine



Source : Docteur Jouanny, 2018

Figure 32 : Radiographies rétro-alvéolaires de la dent 36 en pré-opératoire, post- opératoire, après 10 mois et de sa dent controlatérale 1 an après le traitement de 36



Source : Docteur Jouanny, 2018

Nous pouvons constater la fermeture apicale de cette première molaire. En effet, les apex de la 36 sont comparables à ceux de la 46 un an après. Le traitement est un succès.

Analyse du cas :

Cette carie ICDAS 6 chez ce jeune patient a normalement un mauvais pronostic. Le traitement aurait été une technique d'apexification, c'est-à-dire provoquer la fermeture apicale sans allongement radiculaire mais par la formation d'une barrière calcifiée.

Ici, le TotalFill a permis au Docteur Jouanny d'obtenir une apéxogénèse, c'est-à-dire la formation physiologique de l'extrémité radiculaire après exposition pulpaire lorsque la pulpe est vivante.

Cette avancée rend possible une amélioration considérable du pronostic de cette dent chez ce jeune patient. Ces matériaux semblent tellement efficaces que la recherche actuelle les évalue comme alternative au traitement endodontique sur les pulpites irréversibles de la dent permanente mature.

Conclusion

Nous avons vu à travers ces paragraphes la nécessité de bien connaître le produit que l'on met en place cliniquement car sa préparation, sa mise en place, son activité, sa résistance mécanique, sa durée de vie dépend de sa composition et donc varie en fonction des matériaux. Cependant, en les comparant à notre cahier des charges, on observe qu'hélas, le matériau idéal n'existe pas.

Heureusement, les avancées faites dans la recherche nous permettent d'améliorer le service rendu à nos patients.

Parmi tous ces matériaux, les Biocéramiques ont représenté certainement la plus grande évolution, en permettant de nous adapter au mieux aux impératifs biologiques du complexe pulpo-dentinaire.

Les cas-cliniques illustrant cette thèse montrent comment la bonne connaissance de ces matériaux peut permettre de les préférer à d'autres dans certaines indications pour lesquelles il n'ont pas forcément été conçus initialement.

Une des nouvelles approches pour tendre vers la simplification des procédures se tourne vers l'apparition sur le marché de « composites fluides universels » avec soit disant des propriétés mécaniques proches des composites de moyenne-haute viscosité conventionnels. Ceux-ci, encore plus récents que les évolutions présentées dans cette thèse n'ont pas été traités en raison de données insuffisantes dans la littérature. Des CVI Haute Viscosité aux propriétés optiques améliorées sont également en voie de développement.

La liste des substituts dentinaires ne cesse d'évoluer face aux progrès scientifiques et aux impératifs marketings. C'est pour cela qu'il est essentiel de se tenir informés des données acquises de la science pour adapter au mieux nos traitements à la situation clinique et améliorer leurs pronostics. L'avenir se situe probablement dans le développement de matériaux avec des propriétés mécaniques proches de celles dont nous disposons actuellement mais avec une biocompatibilité accrue et une facilité de mise en œuvre toujours améliorée.

Une réserve sur de nouveaux produits doit toujours être émise car beaucoup de produits supposés « révolutionnaires » dans le passé ont pu s'avérer un échec clinique.

Bibliographie

- Arandi, N. « Calcium hydroxide liners : a literature review ». *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 9 (2017) : 67-72. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S141381>.
- Attal, J.-P. « Les ciments verres ionomères (CVI) », 2010.
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf>.
- Bachoo, I. K., D. Seymour, et P. Brunton. « A biocompatible and bioactive replacement for dentine : is this a reality ? The properties and uses of a novel calcium-based cement ». *British dental journal* 214, n° 2 (2013) : 8. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.57>.
- Bagheri, R., N. A. Taha, M. R. Azar, et M. F. Burrow. « Effect of g-coat plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements ». *Australian dental journal* 58, n° 4 (2013) : 448-53. <https://doi.org/10.1111/adj.12122>.
- Bhavya, B, M Sadique, Elsy P. Simon, S. V. Ravi, et S Lal. « Spectrophotometric analysis of coronal discoloration induced by white mineral trioxide aggregate and biodentine : an in vitro study ». *Journal of conservative dentistry* 20, n° 4 (2017) : 237-40. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.219203>.
- Blum, Igor R. « Summary of : repair vs replacement of failed restorations in general dental practice : factors influencing treatment choices and outcomes ». *British dental journal* 218, n° 1 (2015) : 22-23. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.1164>.
- Camilleri, J. « Staining potential of neo mta plus, mta plus, and biodentine used for pulpotomy procedures ». *Journal of endodontics* 41, n° 7 (2015) : 1139-45. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.02.032>.
- Chesterman, J., A. Jowett, A. Gallacher, et P. Nixon. « Bulk-fill resin-based composite restorative materials : a review ». *British dental journal* 222, n° 5 (2017) : 337-44.
- Collado-González, M, D. García-Bernal, R. E. Oñate-Sánchez, P. S. Ortolani-Seltenerich, T. Álvarez-Muro, A. Lozano, L. Forner et al. « Cytotoxicity and bioactivity of various pulpotomy materials on stem cells from human exfoliated primary teeth ». *International endodontic journal* 50, n° S2 (2017) : e19-30. <https://doi.org/10.1111/iej.12751>.
- Corral Nuñez, C, H Bosomworth, C Field, J Whitworth, et R Valentine. « Biodentine and mineral trioxide aggregate induce similar cellular responses in a fibroblast cell line ». *Journal of endodontics* 40, n° 3 (2014) : 406-11.
- Deepa, V, B Dhamaraju, I Bollu, et T Balaji. « Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners : theracal lc, biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive : an in vitro study ». *Journal of conservative dentistry* 19, n° 2 (2016) : 166-70. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.178696>.
- Deviot, M, et I Lachaise. « Bisphenol a release from an orthodontic resin composite : a gc/ms and lc/ms study », 2018. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.018>.
- Dijken, J van, et U Pallesen. « Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology : a randomized, controlled 6-year evaluation ». *European journal of oral sciences* 125, n° 4 (2017) : 303-9.
- Dursun, E., P. François, L. Guillot, M. Martins, et J.-P. Attal. « Les CVI à haute viscosité : partie 2, applications cliniques ». *Biomatériaux dentaires cliniques* 2, n° 1 (2017) : 32-40.
- Faika, F., N Albogami, et A Alqahtani. « Shear bond strength of different dentin substitute restorative materials to dentin of primary teeth ». *Dental materials journal* 35, n° 5 (2016) : 782-87. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-003>.
- Flury, S, A Peutzfeldt, et A Lussi. « Depth of cure of resin composites : is the iso 4049 method suitable for bulk fill materials ? ». *Dental materials* 28, n° 5 (2012) : 521-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.002>.

- François, P, E Dursun, M Derbanne, A Moinet, P Tincq, et E Bonte. « Les matériaux bulk-fill : premier bilan », 2018, 4.
- François, P, E Dursun, A Pierga, C Ritter, F Beres, et E Bonte. « Les CVI haute viscosité : en quoi diffèrent-ils des autres CVI ? Quelles potentialités cliniques offrent-ils ? » *Le chirurgien dentiste de France*, n° 1818 (2018) : 29-34.
- François, P, Z Feghali, R Labassy, F Beres, et E Bonte. « Gestion de la limite très sous-gingivale : approche adhésive, par la remontée de marge ». *Stratégie prothétique* 18, n° 2 (2018) : 140-46.
- Grech, L., B. Mallia, et J. Camilleri. « Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials ». *Dental materials* 29, n° 2 (2013) : e20-28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.007>.
- Han, L., et T. Okiji. « Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials ». *International endodontic journal* 46, n° 9 (2013) : 808-14. <https://doi.org/10.1111/iej.12062>.
- Hashem, D, R Foxton, A Manoharan, T Watson, et A Banerjee. « The physical characteristics of resin composite–calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration ». *Dental materials* 30, n° 3 (2014) : 343-49. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.010>.
- Hirata, R, W Kabbach, O Andrade, E Bonfante, M Giannini, et P Coelho. « Bulk fill composites : an anatomic sculpting technique ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 27, n° 6 (2015) : 335-43. <https://doi.org/10.1111/jerd.12159>.
- Hoshika, S, et M Jan De. « Effect of conditioning and aging on the bond strength and interfacial morphology of glass-ionomer cement bonded to dentin ». *The journal of adhesive dentistry* 17, n° 2 (2015) : 141-46. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33994>.
- Kanik, O, L Turkun, et W Dasch. « In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements : a confocal laser scanning microscopy study ». *Clinical oral investigations* 21, n° 3 (2017) : 821-29. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1820-5>.
- Kaup, M, C Dammann, E Schäfer, et T Dammaschke. « Shear bond strength of biodentine, proroot mta, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo ». *Head & face medicine* 11 (2015). <https://doi.org/10.1186/s13005-015-0071-z>.
- Kaur, M., H. Singh, J. Dhillon, M. Batra, et M. Saini. « Mta versus biodentine : review of literature with a comparative analysis ». *Journal of clinical and diagnostic research* 11, n° 8 (2017) : ZG01-5. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/25840.10374>.
- Keskin, C, E Sariyilmaz, et A Keles. « The effect of bleaching agents on the compressive strength of calcium silicate-based materials ». *Australian endodontic journal*. Consulté le 29 janvier 2019. <https://doi.org/10.1111/aej.12318>.
- Khoroushi, Maryam, et Fateme Keshani. « A review of glass-ionomers : from conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer ». *Dental research journal* 10, n° 4 (2013) : 411-20.
- Lassila, L, E Nagas, P Vallittu, et S Garoushi. « Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses » 15, n° 1 (2012) : 5.
- Lazaridou, D., R. Belli, N. Krämer, A. Petschelt, et U. Lohbauer. « Dental materials for primary dentition : are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study ». *European archives of paediatric dentistry* 16, n° 2 (2015) : 165-72. <https://doi.org/10.1007/s40368-014-0151-y>.
- Lee, H, Y Shin, S Kim, H Lee, H Choi, et J Song. « Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with proroot mta, retromta, and theracal in dogs' teeth ». *Journal of endodontics* 41, n° 8 (2015) : 1317-24. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.04.007>.
- Marjanovic, J, D Veljovic, J Stasic, T Savic-Stankovic, B Trifkovic, et V Miletic. « Optical properties of composite restorations influenced by dissimilar dentin restoratives ». *Dental materials* 34, n° 5 (2018) : 737-45. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.017>.
- Meraji, et J Camilleri. « Bonding over dentin replacement materials ». *Journal of endodontics* 43, n° 8 (2017) : 1343-49. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.03.025>.
- Parirokh, M, et M Torabinejad. « Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review : part III, clinical applications, drawbacks, and mechanism of action ». *Journal of endodontics* 36, n° 3 (2010) : 400-413. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.009>.

- Peters, O. A., J. Galicia, A. Arias, M. Tolar, E. Ng, et S. J. Shin. « Effects of two calcium silicate cements on cell viability, angiogenic growth factor release and related gene expression in stem cells from the apical papilla ». *International endodontic journal* 49, n° 12 (2016) : 1132-40. <https://doi.org/10.1111/iej.12571>.
- Peutzfeldt, A. « Compomers and glass ionomers : bond strength to dentin and mechanical properties ». *American journal of dentistry* 9, n° 6 (1996) : 259-63.
- Poggio, C, M Ceci, A Dagna, R Beltrami, M Colombo, et M Chiesa. « In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials : a comparative study ». *Archives of industrial hygiene and toxicology* 66, n° 3 (2015) : 181-88. <https://doi.org/10.1515/aiht-2015-66-2589>.
- Poggio, C, A Dagna, et M Chiesa. « Surface roughness of flowable resin composites eroded by acidic and alcoholic drinks ». *Journal of conservative dentistry* 15, n° 2 (2012) : 137-40. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.94581>.
- Powis, D. R., T. Follerås, S. A. Merson, et A. D. Wilson. « Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel ». *Journal of dental research* 61, n° 12 (1982) : 1416-22. <https://doi.org/10.1177/00220345820610120801>.
- Raskin. « Les résines composites », 2009. http://www.cours-examens.org/images/An_2013_2/Etude_superieure/CHIRIDENT/MATER/Chapitre%2010.pdf
- Roggendorf, M, N Krämer, A Appelt, M Naumann, et R Frankenberger. « Marginal quality of flowable 4 mm base vs. conventionally layered resin composite ». *Journal of dentistry* 39, n° 10 (2011) : 643-47. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.07.004>.
- Rosa, W. L. O. da, V. P. Lima, R. R. Moraes, E. Piva, et A. F. da Silva. « Is a calcium hydroxide liner necessary in the treatment of deep caries lesions ? A systematic review and meta-analysis ». *International endodontic journal*. Consulté le 29 janvier 2019. <https://doi.org/10.1111/iej.13034>.
- Sakaguchi, R., J. Ferracane, et J. Powers, éd. *Craig's restorative dental materials*. 14th ed. St. Louis: Elsevier, 2019.
- Schembri-Wismayer, P, et J Camilleri. « Why biphasic ? Assessment of the effect on cell proliferation and expression ». *Journal of endodontics* 43, n° 5 (2017) : 751-59. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.12.022>.
- Sidhu, S. « Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations ». *Dental materials* 26, n° 1 (2010) : 7-12.
- Sidhu, S. K. « Glass-ionomer cement restorative materials : a sticky subject? » *Australian dental journal* 56 Suppl 1 (2011) : 23-30. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01293.x>.
- Sidhu, S. « Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers ». *American journal of dentistry* 7, n° 2 (1994) : 115-18.
- Tarle, Z., T. Attin, D. Marovic, L. Andermatt, M. Ristic, et T. T. Tauböck. « Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites ». *Clinical oral investigations* 19, n° 4 (2015) : 831-40. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6>.
- Tauböck, T., et T. Attin. « Composites bulk fill ». *Swiss dental journal* 126, n° 9 (2016) : 812-13.
- Tauböck, T, D Marovic, D Zeljezic, A Steingruber, T Attin, et Z Tarle. « Genotoxic potential of dental bulk-fill resin composites ». *Dental materials* 33, n° 7 (2017) : 788-95. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.011>.
- Tiwari, S., et B. Nandlal. « Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement : an in vitro trial ». *Journal of the indian society of pedodontics and preventive dentistry* 31, n° 2 (2013) : 91-95. <https://doi.org/10.4103/0970-4388.115703>.
- Torabinejad, M, et M Parirokh. « Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review : part II, leakage and biocompatibility investigations ». *Journal of endodontics* 36, n° 2 (2010) : 190-202. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.010>.
- Vallés, M, M Roig, F Duran-Sindreu, S Martínez, et M Mercadé. « Color stability of teeth restored with biodentine : a 6-month in vitro study ». *Journal of endodontics* 41, n° 7 (2015) : 1157-60. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.03.014>.

- Villat, C, X Tran, V Tran, N Pradelle-Plasse, P Ponthiaux, F. Wenger, B. Grosgeat, et P. Colon. « Impedance methodology : a new way to characterize the setting reaction of dental cements ». *Dental materials* 26, n° 12 (2010) : 1127-32.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.07.013>.
- Weiner, R. « Liners and bases in general dentistry ». *Australian dental journal* 56 Suppl 1 (2011) : 11-22. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01292.x>.
- Yilmaz, Y, T Gurbuz, et M Kocogullari. « The influence of various conditioner agents on the interdiffusion zone and microleakage of a glass ionomer cement with a high viscosity in primary teeth ». *Operative dentistry* 30, n° 1 (2005) : 105-12.
- Zhou, H, Y Shen, Z Wang, L Li, Y Zheng, L Häkkinen, et M Haapasalo. « In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material ». *Journal of endodontics* 39, n° 4 (2013) : 478-83.
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.026>.

Table des figures

Figure 1 : Schéma de la structure interne d'un composite dentinaire	13
Figure 2: Illustration du conditionnement d'un CVI conditionnel à gauche et d'un CVIMAR à droite (GC Corporation)	18
Figure 3 : Coupe longitudinale au microscope électronique représentant la création d'un pont dentinaire.....	24
Figure 4 : Exemple du composite bulk le plus connu : le SDR pour Smart Dentine Replacement (Dentsply-Sirona).....	26
Figure 5 : Illustration des différentes techniques d'obturation possibles des composites Bulk.....	28
Figure 6 : Illustration de mécanisme de relaxation du SDR (Dentsply-Sirona)	32
Figure 7 : CVI-HV (EQUIA Forte®, GC Corporation) illustrant l'association d'un CVI en capsule et d'un vernis photopolymérisable de surface	33
Figure 8 : Illustration du conditionnement ProRoot MTA (Dentsply-Sirona).....	40
Figure 9 : Illustration du conditionnement de la Biodentine	42
Figure 10 : Illustration du packaging du Totalfill BC RRM (FKG) et du Theracal LC (Bisco)	46
Figure 11 : Photographies de la situation initiale montrant la 36 après traitement endodontique avant et après la mise en place de la digue, ainsi que la radiographie rétro-alvéolaire pré-opératoire.....	49
Figure 12 : Photographies de la remontée de marge distale décidée sur 36	50
Figure 13 : Photographie de la préparation d'onlay et de l'intégration parodontale de la remontée de marge à +1 semaine ainsi que la radiographie rétro-coronaire post-opératoire	50
Figure 14 : Photographies de simulation de l'onlay grâce à l'empreinte optique réalisée, du modèle réalisé, de la pièce prothétique sur le modèle, de la mise en place du champ opératoire et de la situation intra-buccale après collage et réglage de l'occlusion	51
Figure 15 : Photographie de la situation initiale sous digue montrant le CVI occluso-distal mis en temporisation sur 27 et une prise de vue en cours de curetage carieux sur laquelle un défaut d'étanchéité peut être observé en distal	52
Figure 16 : Photographies de la situation clinique après matriçage	53
Figure 17 : Photographies illustrant la réalisation d'une remontée de marge avec un composite Bulk-fill flow sur 3mm (SDR ; Dentsply-DeTray) puis mise en place dans la cavité d'un composite bulk fibré sur 4mm (Ever-X Posterior, GC Corporation).....	53
Figure 18 : Photographie lors de la consultation de contrôle 15 jours après la réalisation de la restauration.....	54
Figure 19 : Photographies représentant la situation initiale endo-buccale.....	55

Figure 20 : Situation clinique après pose du champ opératoire (gauche) et après curetage des lésions carieuses (droite).....	55
Figure 21 : Photographie de la situation clinique de la mise en place d'un CVIMAR (Fuji II LC, GC Corporation) sur la lésion cervicale de 34 et de CVIHV (EQUIA Forte, GC Corporation) sur les lésions occluso-proximales sur 36 et 37.....	56
Figure 22 : Photographies de la situation clinique après réglage de l'occlusion (gauche) et après mise en place de l'adhésif photopolymérisable associé (EQUIA Coat, GC Corporation) sur les restaurations (centre et droite).....	56
Figure 23 : Photographie et radiographie rétro-alvéolaire pré-opératoires représentant la 36.....	57
Figure 24 : Photographies illustrant la mise en place du champ opératoire, le curetage de la lésion carieuse et la mise en place du Sableseek Ultradent.....	58
Figure 25 : Photographies de la situation après perforation pulpaire, de la compression à l'aide de coton, et de l'hémostase obtenue	59
Figure 26 : Photographies représentant la mise en place du TotalFill, son recouvrement au composite sous digue et après sa dépose	59
Figure 27 : Radiographies à la situation initiale, le jour du soin après sa réalisation, et 5 mois après celui-ci	60
Figure 28 : Radiographie rétro-alvéolaire préopératoire de la 36, au stade 9 de NOLLA.....	61
Figure 29 : Photographies de l'effraction pulpaire et de l'éviction de la pulpe camérale	61
Figure 30 : Photographies représentant l'éviction de la pulpe camérale et la mise en place de coton afin d'obtenir l'hémostase	61
Figure 31 : Photographies représentant la mise en place du TotalFill BC Sealer, du TotalFill RRM, et enfin de la Biodentine	62
Figure 32 : Radiographies rétro-alvéolaires de la dent 36 en pré-opératoire, post- opératoire, après 10 mois et de sa dent controlatérale 1 an après le traitement de 36	62

Table des tableaux

Tableau 1 : Tableau récapitulatif sur les propriétés comparées des différentes familles de composites Bulk par rapport aux composites fluides et de moyenne-haute viscosité	33
Tableau 2 : Tableau résumant les indications des principaux CVI-HV disponibles sur le marché	36
Tableau 3 : Tableau récapitulatif comparant les propriétés des CVI-HV à celles des CVIMAR et des composites fluides ou de restauration.....	39
Tableau 4 : Tableau comparant les différentes biocéramiques entre elles avec l'hydroxyde de calcium	48

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Philippe FRANÇOIS

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Les substituts dentinaires contemporains : matériaux disponibles et nouvelles perspectives cliniques

Résumé :

Les substituts dentinaires sont en perpétuelle évolution. Avec l'essor de la biologie, de l'adhésion et du biomimétisme, de nouveaux substituts dentinaires sont apparus ces dernières années afin d'obtenir une meilleure réponse biologique, de meilleures caractéristiques mécaniques ou encore une mise en œuvre facilitée. Trois grandes catégories de substituts dentinaires récents et innovants ont pu être identifiées : les composites bulk, les CVI-HV et les dérivés du ciment de Portland. Un certain recul clinique sur leur utilisation est désormais disponible. Le but de cette thèse est de caractériser leurs performances ainsi que de montrer les nouvelles perspectives cliniques offertes par ces matériaux. Pour ce faire, un plan en 3 parties est mis en place : la première retrace l'histoire et le cahier des charges d'un substitut dentinaire puis décrit les trois familles utilisées classiquement. La seconde présente leurs évolutions et leurs performances cliniques. La dernière est consacrée à l'illustration de leur utilité par le biais de cas cliniques.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Ciment ionomère au verre -- Dissertations universitaires ; Résines composites -- Dissertations universitaires ; Biocéramiques -- Thèses et écrits académiques ; Matériaux dentaires -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Glass Ionomer Cements -- Academic Dissertations ; Composite Resins -- Academic Dissertations

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge