



HAL
open science

Substitut dentinaire : existe-t-il un matériau biomimétique ?

Roxane Barbotin Larrieu

► **To cite this version:**

Roxane Barbotin Larrieu. Substitut dentinaire : existe-t-il un matériau biomimétique ?. Sciences du Vivant [q-bio]. 2018. dumas-01823838

HAL Id: dumas-01823838

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01823838>

Submitted on 26 Jun 2018

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

MEMBRE DE

U-PC
Université Sorbonne
Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2018

N° 029

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 06 mars 2018

Par

Roxane BARBOTIN LARRIEU

Substitut dentinaire : existe-t-il un matériau biomimétique ?

Dirigée par M. le Docteur Franck Decup

JURY

Mme le Professeur Marjolaine Gosset

Président

M. le Docteur Franck Decup

Assesseur

Mme le Docteur Élisabeth Dursun

Assesseur

M. le Docteur Mohamed Krimi

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 VITAL	M. COURSON Mme DURSUN 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	Mme GERMA M. PIRNAY 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. ROCHEFORT (PU associé)	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN Mme CHERIFI (MCU associée) M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS (MCU associée) Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON (MCU associée) M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	M. POSTAIRE	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, BIOMATÉRIEAUX		M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE (MCU associée) M. SALMON 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 18 décembre 2017

Remerciements

À Mme le Professeur Marjolaine Gosset

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Pierre Marie Curie

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 d'accepter de présider ce jury de thèse.

Je vous remercie pour la grande qualité de vos enseignements dispensés tout au long de mes études.

Soyez assurée de ma gratitude et de mon plus grand respect.

À M. le Docteur Franck Decup

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

Qui m'a fait l'honneur de diriger cet écrit,

Je vous remercie pour tout ce que vous m'avez apporté. Je vous témoigne ma profonde reconnaissance pour votre soutien, votre patience, votre disponibilité, et votre efficacité. Cela a été un plaisir de travailler avec vous, et de continuer en tant que votre attaché.

Veillez trouver ici le témoignage de mon respect le plus grand.

À Mme le Docteur Élisabeth Dursun,

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris Nord

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

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de siéger à ce jury de thèse,

Veillez trouver ici, le témoignage de mon respect le plus grand.

À M. le Docteur Mohamed Krimi

Docteur en Chirurgie dentaire

Attaché de l'Assistance publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur d'accepter de siéger à ce jury de thèse,
Merci d'avoir participé à l'élaboration de cette thèse. Je vous suis
reconnaissante pour votre enthousiasme, votre disponibilité et votre
sympathie quotidienne qui m'ont souvent redonné le moral !

A ma mère, la meilleure des mamans, qui a toujours été présente, attentionnée et dévouée à ses enfants. La langue française n'est pas assez exhaustive pour t'expliquer avec des mots ma reconnaissance et mon amour. Merci d'avoir toujours été là et de partager autant de moments privilégiés ensembles. Merci Maman

A ma grand mère, Mimi, la plus merveilleuse et drôle de toutes les grands mères. Je te remercie pour ta gaieté, ta présence, ton enthousiasme et ton esprit qui reste toujours aussi jeune et drôle depuis toutes ces années. Je ne sais pas ce que l'on ferait sans toi, tu es indispensable. Merci ma Mimi

A mon grand père, Papi, qui reste toujours dans mes pensées. Je n'ai pas fait médecine comme tu l'avais demandé et j'espère que de là haut, tu es fier de mon travail. Tu me manques

A mon Loulou d'amour, ma biche, merci d'être là et de me supporter ! La rédaction de cette thèse a été facilitée par toi et ton enthousiasme qui ont su me donner chaque jour un peu d'espoir (même dans mes moments grognons). Merci pour tout ce que tu m'apportes: ta joie, ta bonne humeur, ta gentillesse, ton énergie, ta joie de vivre et ton amour. Tu es mon soleil quotidien et je t'aime fort. J'ai hâte de continuer à parcourir du chemin avec toi. Dédicace à Lady aussi, qui a mis la main à la pâte dans cette thèse.

A mes frères et soeur: Alexandre, Julien et Charlotte qui, malgré les kilomètres qui nous séparent, restent présents et forment une famille soudée. Je suis si contente que cette famille s'agrandisse, et je pense fort à Stan et Jan, qui deviendront peut-être dentiste un jour, sur les traces de leur tati Roxi! Merci à Kasia et Bruno d'avoir rejoint notre famille, pas toujours facile!

A mon père, qui n'a jamais été trop présent, j'espère que tu apprécieras ce travail.

A mes grands parents, Papé et Bonne Maman, merci pour votre générosité et affection.

A Marion, ma sistouf de toujours. Merci pour toutes ces années inséparables, à rire, à critiquer, à boire, à zoner, à manger, à voyager et à ne rien se cacher ! Tu es indispensable pour moi, et j'espère que nos gosses zoneront ensembles à l'autre bout du monde, comme on sait si bien le faire. Love you kiktouf.

A mes frères, la team Baam, qui a rendu mes années étudiantes bien plus sympas que prévues :

- Axel, mon binôme de toujours. On a bien rigolé et ce binomât, au départ improbable, aura généré une belle amitié qui restera gravée. Merci d'être là et de me faire toujours autant rire, et boire. Je remercie aussi la rizière pour les fou rires. Bisous Mamène, from Dodu.
- Duedo, mon petit Davidou. Merci de m'avoir supporté pendant 1 an en géronto et en MEOPA. Je t'en ai fait voir de toutes les couleurs, mais qu'est ce qu'on a ri. Tu es une belle découverte et j'espère continuer de passer autant de bons moments avec toi! Duedo t'es le plus beau.
- Nico, merci de m'avoir fait découvrir la syndesmotomie sportive, parce que c'est tout pour le muscle.
- Dubès, merci pour toutes ces vacances à Moliet et ta fragilité qui nous aura bien fait rire.
- Jako, belle découverte, merci de toujours me régaler (d'ailleurs j'attends les nems de sophie sun).

A ma petite Nono, merci de supporter mon sale caractère et d'être présente dans tous les moments. J'espère qu'on continuera à en partager ensembles.

Merci aux copains Yassine, Ardeshir et Roupén de m'avoir fait rire pendant toutes ses années, pour le goût.

A Bonhomme, pour toutes les bonnes soirées que tu nous fais passer (arrête d'être fragile et de partir à 1h).

Merci à tous les copains Despacito: Audrey, Eléonore, Noush, Sev, Pierre, Charles et David pour les rigolades de punta.

A mon cousin Lucas, mon petit lulu, merci d'avoir supporté ton tyran de cousine. J'ai été très fière de t'aider pour ta 1ère année, et j'espère que mes conseils (mes ordres plutôt) te serviront (un peu) longtemps. Je ne m'inquiète pas pour toi, t'es un Lustman, t'es chaud.

A mon tout premier collaborateur, Paul Smadja, merci d'avoir cru en moi et de m'avoir accordé votre confiance. J'ai adoré apprendre à travailler avec vous, malgré vos remarques souvent désagréables du mercredi après-midi, lesquelles je sais maintenant, sont une marque d'affection. Je suis ravie de travailler avec vous et j'espère que le cerec n'est plus très loin! Merci à Jacques et Mickaël d'avoir aussi accepté qu'une nana rentre dans leur cabinet !

Merci à ma coco chérie, qui a toujours eu la gentillesse et volonté de m'aider dans les moments un peu dur.

A mon professeur Anthony Atlan, qui aura vraiment marqué mes études et la pose de la digue. Merci de m'avoir inculqué l'exigence dans ma pratique et de m'avoir transmis la passion de ce métier!

A tous mes professeurs d'Ivry qui auront participé au superbe souvenir de ces années étudiantes.

A tous mes copains du lycée, la team Tuches: Arthur, Sophie, Jeanne, Charlotte, Pauline et Guitoune qui me manquent et que je veux voir plus!! Merci d'être là et de me faire confiance en venant voir votre Dr Roro ! Je vous aime mes tuches.

A ma jeanne, ma plus belle connaissance de P1, on peut dire que j'en suis là en partie grâce à toi. Merci pour avoir créé ce binôme de motivation en p1, à base de nourritures et séries. Merci d'être là, je te love ma jeannou.

A mon Charlou, mon Tonton du love, je te souhaite d'arrêter les études un de ces jours !! Tu me manques, arrête de partir à l'autre bout du monde.

A la team Biomatériaux, qui m'a bien aidé pour réaliser les coupes de ce manuscrits. Merci pour votre gentillesse et votre accueil chaleureux!

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : QUELLES SONT LES CARACTERISTIQUES DE LA DENTINE ?	4
1.1 CARACTERISTIQUE BIOLOGIQUES	6
1.1.1. <i>Sa composition</i>	6
1.1.2. <i>Sa structure à l'échelle microscopique</i>	6
1.1.3 <i>Le complexe dentino pulpaire</i>	8
1.2. CARACTERISTIQUES BIOMECANIQUES	8
1.2.1 <i>Caractéristiques mécaniques de la dentine</i>	8
1.2.2 <i>Caractéristiques physiques</i>	10
1.3 ASPECT FONCTIONNEL DE LA DENTINE	10
1.3.1 <i>Rôle d'amortisseur</i>	10
1.3.2 <i>Barrière à la propagation des fissures</i>	10
2 : QU'ATTEND-T-ON DU SUBSTITUT DENTINAIRE ?	12
2.1 LES CONSEQUENCES D'UNE PERTE EMAIL/DENTINE.....	12
2.2 ROLE DU SUBSTITUT DENTINAIRE	12
2.2.1. <i>Objectifs biologiques</i>	13
2.2.2 <i>Objectifs mécaniques et physiques</i>	14
2.2.3. <i>Compenser le volume tissulaire détruit</i>	16
2.2.4 <i>Compatibilité avec la globalité de la restauration</i>	16
3 : MATERIAUX UTILISABLES COMME SUBSTITUT DENTINAIRE ?	17
3.1 LES MATERIAUX DE RESTAURATION EXISTANTS	17
3.2 CIMENT VERRE IONOMERE	17
3.2.1. <i>Composition</i>	18
3.2.2. <i>Propriétés</i>	19
3.3. LES COMPOSITES.....	24
3.3.1 <i>Composition</i>	24
3.3.2 <i>Propriétés</i>	24
3.4. LES BIOCERAMIQUES ET LES SILICATES TRICALCIQUES.....	28
3.4.1 <i>Composition</i>	28
3.4.2 <i>Propriétés</i>	29
3.5 ALLIAGES METALLIQUES	33
3.5.1 <i>Composition</i>	34

3.5.2 Propriétés	34
4 : DISCUSSIONS ET CAS CLINIQUES.....	37
4.1 TABLEAU RECAPITULATIF ET DISCUSSION	37
4.1.1 Tableau récapitulatif	37
4.1.2 Facteurs de décision biologique.....	38
4.1.3 Facteurs de décision biomécanique.....	41
4.2 SITUATION CLINIQUE ET APPLICATION DE L'ANALYSE BIOMIMETIQUE.....	47
4.2.1 Cas clinique 1	47
4.2.2 Cas clinique 2.....	48
4.2.3 Cas clinique 3.....	50
4.3 CHOIX DE LA GLOBALITE DE LA RESTAURATION.....	52
CONCLUSION.....	55
BIBLIOGRAPHIE	57
TABLE DES FIGURES.....	63
TABLE DES TABLEAUX.....	64

Introduction

Les nouvelles approches en dentisterie conservatrice nous poussent sans cesse à préserver les tissus et à rendre à la dent les propriétés qu'elle a perdues.

Actuellement, aucun matériau ne remplace parfaitement l'émail et la dentine.

Face à une cavité volumineuse d'une dent pulpée ou dépulpée, nous cherchons constamment à imiter les tissus originels afin de rendre à la dent les propriétés qu'elle avait.

C'est le principe du bio-mimétisme : reproduire la nature. L'intérêt du bio-mimétisme est de réaliser des traitements respectueux des tissus existants, et d'utiliser des matériaux pouvant rétablir les propriétés mécaniques, physiques et biologiques de la dent.

Suivant ce concept, des substituts structurels répondant à ces critères doivent être imaginés et utilisés. Nous nous intéresserons particulièrement aux substituts dentinaires.

L'objectif de cette thèse est de répertorier les matériaux qui peuvent répondre à la définition d'un substitut dentinaire, de les comparer et de restituer leur utilisation dans des contextes cliniques.

Les matériaux étudiés sont : le composite, les ciments verre ionomères et les silicates tricalciques. Nous pourrions également évoquer les alliages utilisés pour réaliser des inlay core ou des inlays et qui compensent donc en partie la dentine.

Dans un premier temps, nous établirons ce que nous attendons d'un substitut dentinaire en se basant sur les propriétés connues de la dentine et du complexe dentino-pulpaire. Ensuite, nous réaliserons une étude comparative des matériaux connus : Le CVI, le Composite et les Silicates Tricalciques.

Finalement, nous schématiserons leurs indications à travers des cas cliniques et nous ouvrirons la discussion sur l'état actuel des connaissances et les perspectives d'avenir.

1 : Quelles sont les caractéristiques de la dentine ?

Le biomimétisme peut se définir comme une science consistant à observer les phénomènes mécaniques et biologiques de la nature pour trouver des solutions techniques, applicables à des objets de construction et conception humaine.

Dans notre domaine, le biomimétisme est un concept où la connaissance et la compréhension de l'organe dentaire permettent aux cliniciens d'avoir une approche restauratrice biomécanique. Les avancées actuelles en matière de collage et restauration s'attardent sur la capacité à reproduire synthétiquement ce que la nature avait créée, et à redonner à l'organe dentaire ses propriétés d'origine. Cependant, bien que les matériaux aient évolués, il ne faut pas négliger la difficulté qui subsiste à recréer des formes anatomiques naturelles et des propriétés biomécaniques adaptées.

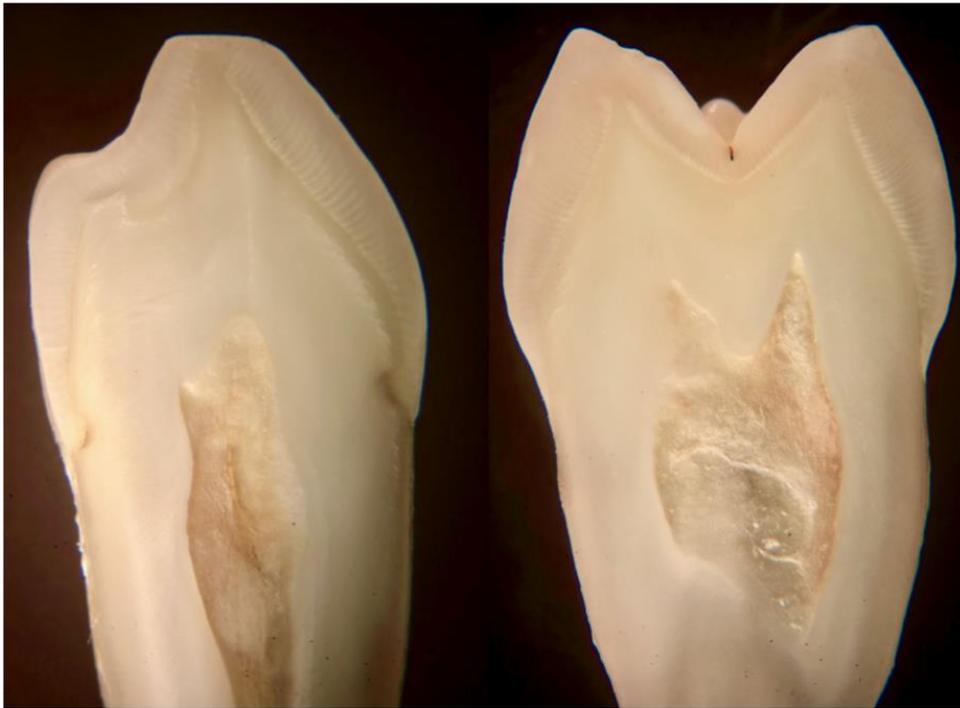
Nous souhaitons rappeler dans cette première partie, les caractéristiques de la dentine, afin de comprendre l'intérêt d'une restauration biomimétique.

Bien que notre exposé se concentre sur les propriétés biologiques et physico-mécaniques de la dentine saine, il convient de rappeler que les proportions de celle-ci, ont un lien direct avec ces caractéristiques.

L'émail est une structure rigide qui sert de coquille protectrice à la dentine, noyau amortisseur¹. La jonction qui sépare les deux structures est renforcée en fibre de collagène et peut subir des déformations plastiques. L'émail a une structure anatomique convexe qui lui permet de résister aux stress masticatoires et aux forces occlusales tandis que la dentine est concave et sert de nid à l'émail. Ce binôme de structure s'oppose d'un point de vue biomécanique mais s'assemble parfaitement pour résister à l'environnement mécanique bucco-dentaire.

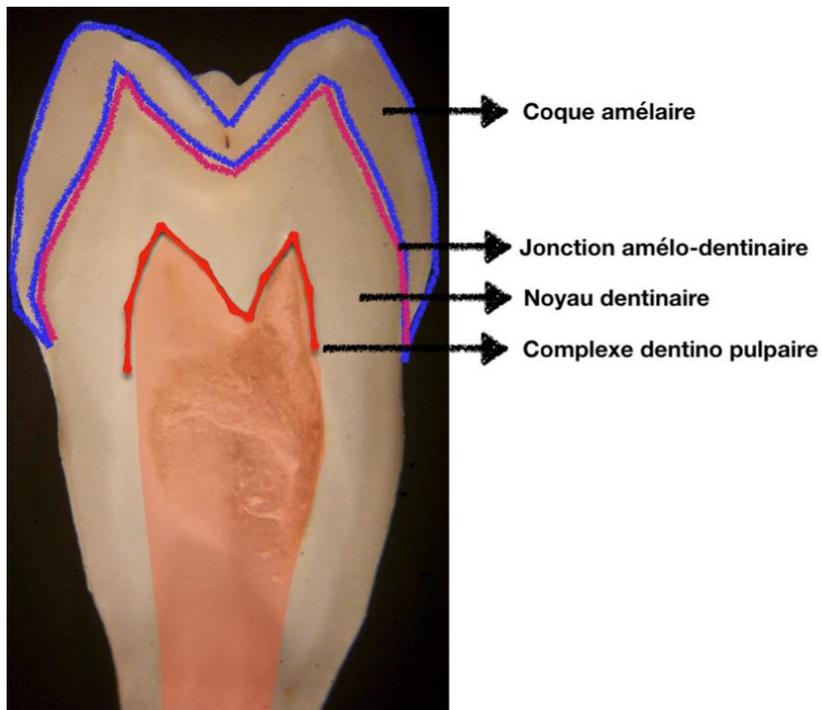
¹ Bazos et Magne, « Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis ».

Figure 1 : Coupe de prémolaire au ME réalisée au laboratoire Paris Descartes



Source : Auteur, 2017

Figure 2 : Coupe axiale d'une prémolaire réalisée au laboratoire de biomatériaux de la faculté Paris Descartes présentant les différentes structures internes de la dent.



Source : Auteur, 2017

1.1 Caractéristique biologiques²

La dentine est un tissu conjonctif minéralisé d'origine mésenchymateuse, ni vascularisé, ni innervé. C'est un tissu qui se remodèle au cours de la vie, suivant des sollicitations chimiques et/ou mécaniques.

1.1.1. Sa composition

C'est un tissu minéralisé contenant

- 70% de phase minérale : Cristaux d'hydroxyapatite riches en carbonate et magnésium
- 20% de matrice organique : 90% de fibres de collagènes de type I + 10% de matériel non collagénique constitué de protéines : Phosphoprotéine dentinaires, protéoglycanes, glycoprotéines. Deux protéines sont spécifiques de la dentine La sialoprotéine dentinaire(DSP) et la phosphoprotéine dentinaire (DPP).
- 10% d'eau

Il existe plusieurs types de dentines créées de façon physiologiques ou pathologiques. Ces différents états de dentine auront un impact sur ses valeurs d'adhésion et donc, pour le choix des matériaux.

- minéralisée, tiers externe ou médian
- hyperminéralisée
- tertiaire ou sclérotique
- minéralisée tiers interne
- pathologique tiers interne

1.1.2. Sa structure à l'échelle microscopique

Il s'agit d'une matrice extracellulaire sécrétée par des odontoblastes et se calcifiant par l'accumulation d'hydroxyapatite.

La caractéristique architecturale fondamentale de la dentine est sa structure canaliculaire –les tubulis- qui lui permet d'être perméable et de répondre à des stimuli externes.

² Lasfargues et Colon, *Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1, Une approche médicale globale.*

Les tubulis sont constitués d'un corps odontoblastique situé dans la pulpe, et de prolongements inférieurs à 0,5mm. Ils sont nombreux (30000/mm²) et sont une voie de passage des fluides, de bactéries et de molécules chimiques. Entre les canalicules, se trouve le tissu minéralisé.

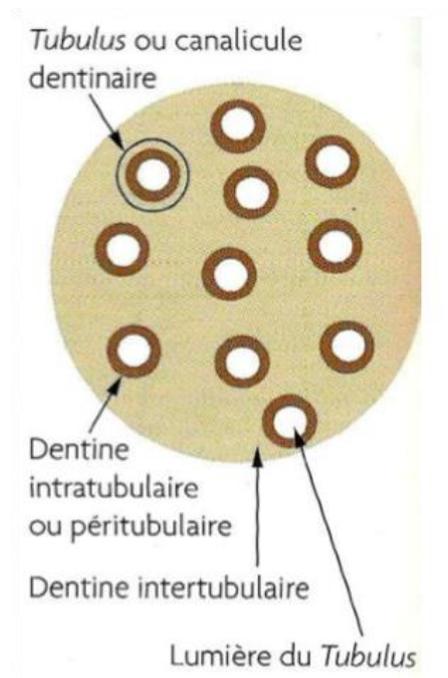
La dentine située coronairement est dite « dentine périphérique » et la dentine proche de la pulpe est appelée « circumpulpaire ».

A la surface de la dentine circumpulpaire, les zones dentinaires exposées sont caractérisées par :

- une densité et un diamètre tubulaire diminué
- une quantité moins importante de dentine péri-tubulaire et une quantité plus importante de dentine intertubulaire
- Une phase de collagène non minéralisé diminuée

Globalement, la dentine coronaire ressemble à un « bio-composite » de fibre de collagène minéralisé, la dentine inter-tubulaire étant la matrice et la dentine péri-tubulaire, les fibres de renforcement ³.

Figure 3 : Schéma d'une coupe dentinaire



Source : Simon, Machtou et Pertot, *Endodontie*, 2012.

³ Bazos et Magne, « Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis ».

1.1.3 Le complexe dentino pulpaire ⁴

Nous ne pouvons parler de la dentine sans se référer à la pulpe, c'est pourquoi nous choisirons de parler du complexe dentino-pulpaire. Il comprend la pulpe périphérique, les odontoblastes, la dentine et la pré-dentine. La dentine en étant une structure minéralisée, protège la pulpe. Il existe notamment un effet bioactif de la dentine sur la pulpe. C'est un réservoir de facteur de croissance permettant sa réparation et sa régénération. Ces molécules sont « fossilisées » dans la matrice dentinaire et sont libérées lors de traumatismes ou de maladies carieuses.

Le complexe dentino-pulpaire a un rôle biologique complexe :

- Capable de s'adapter à des stimuli extérieurs pour maintenir sa vitalité
- Engendre la sécrétion de dentine réactionnelle ou réparationnelle en cas d'irritation
- Régule l'activité odontoblastique

Vouloir le mimer par l'utilisation de matériau est un objectif compliqué mais que nous rechercherons à travers notre exposé. L'idée étant que les propriétés biologiques d'un substitut dentinaire sont intimement liées au fonctionnement du complexe.

1.2. Caractéristiques biomécaniques

1.2.1 Caractéristiques mécaniques de la dentine ⁵

1.2.1.1 Module élasticité⁶

Le module d'élasticité correspond à la rigidité d'une structure. C'est un excellent indicateur de son comportement. Le module d'élasticité pour la dentine est évalué entre 16,6-18,6 Gpa et pour l'émail à 83 Gpa.

Les valeurs de module d'élasticité de la dentine varient en fonction de sa teneur en humidité :

- La déshydratation dentinaire augmente le module d'élasticité, et accroît le risque de fracture.
- L'hydratation dentinaire stabilise le module d'élasticité et limite considérablement la propagation des fissures.

⁴ Simon et al., « Dentin-pulp complex regeneration : from lab to clinic ».

⁵ Veneziani, « Ceramic laminate veneers : clinical procedures with a multidisciplinary approach. »

⁶ Yasuda et al., « Determination of elastic modulus of demineralized resin-infiltrated dentin by self-etch adhesives ».

1.2.1.2 Dureté (Knoop)⁷

La résistance à une déformation plastique est définie par la dureté. Cette caractéristique va influencer la résistance à l'abrasion et la transmission des contraintes occlusales dans la dent.

La dureté de la dentine est estimée à 60 kg/mm², alors que l'émail est évalué à 340 kg/mm². Cette caractéristique dentinaire varie en fonction de sa densité tubulaire : la dentine profonde est plus fragile que la dentine située coronairement⁸.

1.2.1.3 Résistance à la compression

La résistance à la compression est la capacité d'un matériau à s'opposer à une force uni-axiale avant la déformation. On retrouve ces forces au niveau occlusal des molaires et prémolaires. La force compressive de la dentine est de 297Mpa alors que l'émail est à 400Mpa.

1.2.1.4 Résistance à la traction

Cette force correspond à la capacité de la structure à s'opposer à sa rupture. Les valeurs attribuées pour la dentine sont 98 Mpa alors que l'émail est à 10Mpa.

Tableau 1 : Propriétés mécaniques comparées de la dentine et émail sain

	EMAIL	DENTINE
Module d'élasticité : Gpa	83	18
Dureté KHN	343	68
Résistance en compression : Mpa	400	297
Résistance à la traction: Mpa	10	98

Source : Auteur, d'après Lasfargues, *Odontologie conservatrice*, 2010

⁷ Nóbrega Cavalcanti et al., « Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations ».

⁸ Arola et al., « Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin ».

1.2.2 Caractéristiques physiques⁹

1.2.2.1 Conductivité

La conductivité correspond à la transmission des variations thermiques. La dentine a une conductivité de 0,0015 C°/cm alors que l'émail est à 0,0022 C°/cm.

1.2.2.2 Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique implique que tout corps qui subit une variation de température, engendre un changement de son volume.

Tableau 2 : Propriétés physiques comparées de la dentine et de l'émail sain

	EMAIL	DENTINE
Conductivité thermique : Cal. cm ⁻¹ . sec ⁻¹ . °C ⁻¹		0,64
Coefficient de dilatation thermique : ppm.°C ⁻¹	11,4 X 10 ⁻⁶	8,3X10⁻⁶

Source : Auteur, d'après Lasfargues, *Odontologie conservatrice*, 2010

1.3 Aspect Fonctionnel de la dentine

1.3.1 Rôle d'amortisseur

Grâce à son module d'élasticité compris entre 16 et 18Gpa, la dentine absorbe les stress diffusés par l'émail lors de la mastication, se déforme et revient à sa situation initiale. Ce rôle permet d'être la 1^{ère} barrière à la formation de fissure.

1.3.2 Barrière à la propagation des fissures

1.3.2.1 La jonction émail dentine « JAD »¹⁰

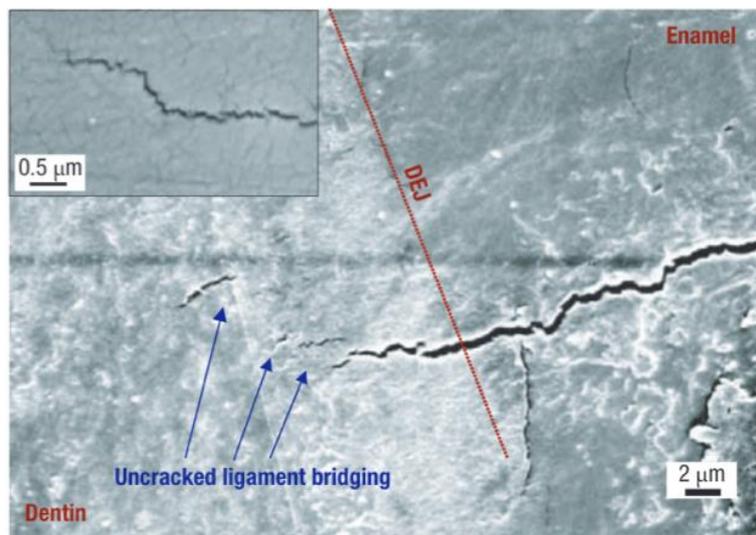
La jonction amélo-dentinaire est une interface de fibres de collagènes de type 1 capable de se déformer tout en restant rigide. Elle est considérée comme une barrière s'opposant à la propagation de fissures. Les propriétés mécaniques de cette jonction sont liées à un changement progressif

⁹ Veneziani, « Ceramic laminate veneers : clinical procedures with a multidisciplinary approach. »

¹⁰ Imbeni et al., « The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth ».

structurel entre la dentine et l'émail. Il est intéressant de vouloir reproduire les propriétés de cette interface grâce à l'assemblage de matériaux pour limiter le risque de fracture.

Figure 4 : Coupe histologique issue d'un MEB, montrant l'inhibition de la propagation des fissures à partir de la jonction amélo-dentinaire



Source : Imbeni, « The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth », 2005

2 : Qu'attend-t-on du substitut dentinaire ?

2.1 Les conséquences d'une perte émail/dentine

Suite à la perte d'un volume coronaire, l'organe dentaire se retrouve affaibli par son architecture perturbée et sa vulnérabilité face aux micro-organismes environnementaux. La perte d'émail et de dentine entraîne :

- Une vulnérabilité du complexe dentino-pulpaire par exposition du réseau tubulaire perméable qui le compose et la réduction de l'épaisseur de la barrière tissulaire qui isole la pulpe.
- Une diminution de la cohésion physico-chimique du volume du noyau dentinaire initial.
- Des caractéristiques mécaniques modifiées par le changement de l'architectonie laissant des parois dissociées et non soutenues de moindre résistance.

L'utilisation d'un matériau de restauration intervient alors pour compenser les pertes de structures. Pour cela, nous pouvons chercher à mimer la nature en utilisant des substituts du tissu dentino-pulpaire afin de retrouver les conditions mécaniques, biologiques et physiques de la dentine préexistante.

2.2 Rôle du substitut dentinaire

Après avoir mis en exergue les conséquences d'une perte d'émail et de dentine, nous pouvons introduire une façon de résoudre ces situations par l'utilisation de matériaux définis comme substitut dentinaire.

« Decup & al » propose de définir le cahier des charges du substitut dentinaire¹¹ :

- Assurer une étanchéité à l'échelle dentinaire, pour préserver la pulpe (dent pulpée), et/ou à l'échelle du réseau endodontique empêcher les pénétrations intracanaliculaire de toxines ou de bactéries (dent dépulpée).

¹¹ Decup et Gaucher, « Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes ».

- Compenser le volume tissulaire détruit par adjonction d'une masse de matériau biomimétique, biocompatible, voire bioactif.
- Offrir un noyau reconstitué capable de résister aux contraintes fonctionnelles, de résister à la biocorrosion buccale et d'être compatible avec le tissu parodontal en cas de contact.

2.2.1.Objectifs biologiques

Lorsque nous nous retrouvons face à une cavité plus ou moins volumineuse, certains facteurs sont à prendre en compte pour le choix de la restauration. Le complexe dentino-pulpaire a son propre potentiel de cicatrisation. Le substitut dentinaire doit lui permettre de l'exprimer dans les meilleures conditions et cela de manière différente selon l'importance de l'atteinte. La perméabilité pulpaire, la capacité réactionnelle des odontoblastes, et le potentiel des cellules pulpaires progénitrices sont les éléments essentiels à préserver, à stimuler ou à laisser s'exprimer.

Dans le cas de la dent pulpée, la proximité pulpaire et l'épaisseur de dentine résiduelle vont guider la thérapeutique ^{12 13}:

- Si l'épaisseur de dentine résiduelle est supérieure à 1,5mm , les odontoblastes ne sont pas endommagés mais la perméabilité du complexe dentino-pulpaire les rend vulnérables : il a été démontré qu'une épaisseur d'adhésif amélo-dentinaire est suffisant pour restaurer l'étanchéité sous un matériau de restauration. Les odontoblastes sous jacents sécréteront de la dentine réactionnelle assurant l'étanchéité sur le long terme.
- Si l'épaisseur de dentine résiduelle se situe entre 1,5 et 0,5 mm et que de la dentine réactionnelle est déjà présente : Un substitut dentinaire doit être utilisé afin d'épaissir la barrière dentinaire interne.
- Si l'épaisseur de dentine résiduelle est inférieure à 0,5mm (les odontoblastes sont endommagés). Un substitut dentinaire bioactif de type silicate tricalcique devra être utilisé pour stimuler et permettre aux cellules progénitrices pulpaires de sécréter de la dentine de réparation.

Le substitut dentinaire doit assurer une étanchéité vis à vis des micro-organismes bucco-dentaire, dissiper les éventuels stimuli externes pour réduire les sensibilités, protéger le complexe dentino-pulpaire en n'étant pas nocif, voire induire une réparation en cas de pulpe faiblement lésée.

¹² Smith, Murray, et Lumley, « Preserving the vital pulp in operative dentistry : I. A biological approach ».

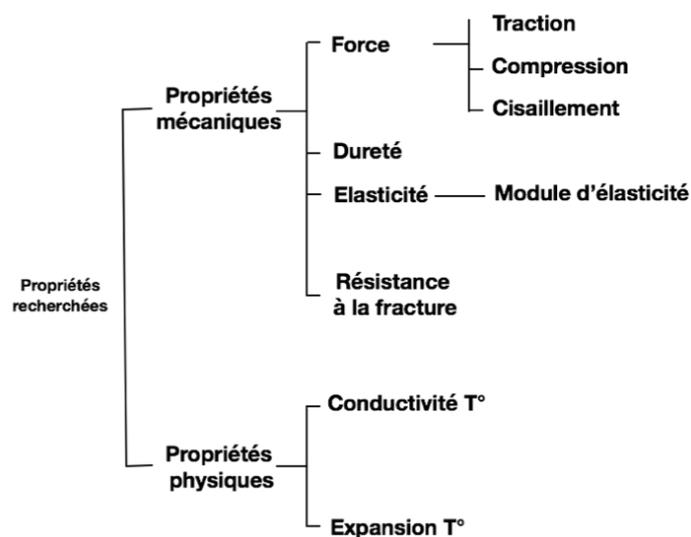
¹³ Ritter et Swift, « Current restorative concepts of pulp protection ».

2.2.2 Objectifs mécaniques et physiques

D'un point de vue mécanique, le substitut dentinaire doit garantir la résistance fonctionnelle de la dent restaurée. Le matériau doit avoir la capacité de restituer les propriétés biomécaniques de la dentine pour absorber les contraintes masticatoires (plasticité, élasticité). Il joue le rôle d'amortisseur et de frein à la propagation des fêlures. Cette faculté se retrouve dans les propriétés mécaniques inhérentes au matériau, à son assemblage avec la dent et à son éventuel couplage avec d'autres matériaux.

Les types de stress basiques générés sur un matériau dentaire sous l'effet d'une force sont : *force de tension/traction*, *force de compression* et *force de cisaillement*. Le matériau doit être capable de « résister » à ces forces.

Figure 5 : Organigramme des propriétés des matériaux



Source : Auteur, 2017

2.2.2.1 Caractéristiques mécaniques

2.2.2.1.1 Dureté

Il s'agit de la même définition que pour la dentine. Elle va influencer la résistance à l'abrasion du matériau mais surtout elle va jouer sur la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et à la dent traitée.

2.2.2.1.2 Module d'élasticité

La rigidité du matériau affecte l'amortissement des contraintes occlusales dans l'organe dentaire. Il doit se rapprocher du module d'élasticité de la dentine et assurer le cas échéant, une transition adéquate avec un matériau rigide restaurant la surface.

2.2.2.1.3 Résistance à la compression

Il s'agit de la capacité du matériau à subir des forces occlusales et à se déformer avant la rupture. La force de compression de la dentine est de 300Mpa. Le matériau devrait mimer cette valeur.

2.2.2.1.4 Résistance à la flexion

Elle correspond à la résistance du matériau à une déformation plastique, exercée par des contraintes masticatoires. Selon certaines normes ISO, les matériaux utilisés dans les secteurs postérieurs doivent avoir une résistance à la flexion d'au moins 80Mpa pour supporter ces contraintes¹⁴.

2.2.2.1.5 Résistance au cisaillement

Elle dépend de la valeur d'adhésion du matériau. Son évaluation se fait à l'interface dent /matériau et ce paramètre évite la formation de hiatus au niveau de cette zone. En effet, le cisaillement entraîne la survenue de carie secondaire et de sensibilités post-opératoires.

2.2.2.1.6 Fatigue

La fatigue d'un matériau est objectivée par le nombre de cycle de contraintes qu'il peut subir avant la propagation de fissure en son sein. Cette caractéristique est importante à prendre en compte pour limiter les échecs futurs.

2.2.2.1.7 Ténacité

Il s'agit de la capacité d'un matériau à stopper une fissure, et à éviter sa propagation en son sein. C'est une des propriétés les plus importantes à prendre en compte. Par exemple, la résistance à la fracture de la dentine est de $3,1 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ⁵, pour l'émail : 0,7, les composites : 0,7-1,7, les CVImar : 0,75 et l'amalgame : 1,5.¹⁵

¹⁴ Rodrigues et al., « Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites ».

¹⁵ O'Brien, *Dental materials and their selection*.

2.2.2.2 Caractéristiques physiques

2.2.2.2.1 Conductivité thermique

Plus la conductivité thermique du matériau est élevée et plus le patient ressentira des sensibilités post-opératoires. Il vaut mieux choisir un matériau dont la conductivité se rapproche des tissus calcifiés.

2.2.2.2.2 Coefficient de dilatation thermique

Les variations thermiques intra-buccales influencent directement les matériaux en modifiant leurs volumes. Ainsi, la rétraction ou l'expansion volumique du matériau va générer des stress au sein de l'organe dentaire. Il faut donc un matériau ayant un faible coefficient de dilatation thermique.

2.2.3. Compenser le volume tissulaire détruit

L'objectif est de compenser le volume perdu en améliorant la cohésion du noyau dentinaire. Nous avons besoin d'un substitut dentinaire adhérent aux surfaces mais qui ne génère pas de contraintes adverses.

En présence d'un volume vide, le facteur C est à prendre en compte pour choisir son substitut dentinaire. Il s'agit du nombre de surfaces libres par rapport au nombre de surfaces collées. Ce substitut dentinaire ne doit pas être soumis à la rétraction de prise^{16 17 18}.

2.2.4 Compatibilité avec la globalité de la restauration

Dans le cas de couplage de matériau, le substitut dentinaire doit être capable de s'associer avantageusement avec les matériaux de restauration anatomo-fonctionnels qu'il supporte. Par exemple, il doit pouvoir créer des liaisons physico-chimiques avec une restauration adhésive définitives : aptitude à se lier au système adhésif de collage. Ou bien, il doit être suffisamment résistant pour accepter la répercussion des forces occlusales : résistance à la compression en postérieur et résistance à la flexion en antérieur. Enfin, il doit être compatible avec le soutien d'un matériau fragile : transmission des contraintes si l'émail est remplacé par de la céramique.

¹⁶ Schneider, Cavalcante, et Silikas, « Shrinkage stresses generated during resin-composite applications : a review ».

¹⁷ Kaisarly et Gezawi, « Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites : a literature review ».

¹⁸ Moreira da Silva et al., « The influence of c-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations ».

3 : Matériaux utilisables comme substitut dentinaire ?

3.1 Les matériaux de restauration existants

Historiquement, les matériaux de restaurations ont d'abord été choisis pour leur capacité à être modelables cliniquement tout en étant suffisamment résistants (amalgame, ciment, or, etc.) . Ils ont ensuite été sélectionnés pour leurs ressemblances à l'aspect des dents (résines composites, céramiques, ciment verre ionomère, etc..). Ce n'est que plus récemment que l'on cherche dans un but de biomimétisme, des matériaux de substitution comparables à la nature des tissus dentaires et de leur comportement.

Cependant, jusqu'à aujourd'hui, la complexité de structure de la dentine, n'a pas permis, ni aux laboratoires de biologie de régénérer ou d'induire la production d'une orthodentine d'origine, ni aux laboratoires de matériaux de fabriquer un véritable succédané. Ainsi, ces matériaux existants proposent des solutions d'imitations différentes pour ressembler à ce tissu complexe.

Les matériaux utilisés actuellement sont :

- Le composite à faible viscosité (flow) ou de moyenne viscosité (conventionnel, hybrides, bulk).
- Les Ciments Verres Ionomères renforcés ou Modifiés par Adjonction de Résine, HV et CVI.
- Les biocéramiques : famille des Silicates Tricalciques : Biodentine et MTA.
- Les alliages métalliques non précieux (amalgame, NiCo, CrCo) et précieux (or).

3.2 Ciment Verre Ionomère

Depuis les années 1970, les ciments verres ionomères (CVI) ¹⁹sont utilisés en tant que base, matériau de restauration ou ciment de scellement. Leur formation est obtenue par le mélange d'une poudre et d'un liquide.

Leur utilisation est devenue limitée à cause de leur sensibilité à l'eau (hydrolyse) et de moins bonnes caractéristiques mécaniques comparées aux résines composites.

¹⁹ Attal et Société francophone de biomatériaux dentaires, « Les ciments verres ionomères (CVI) ».

L'amélioration des propriétés a été possible par l'adjonction de résine photo-polymérisable. En effet, le temps de travail et de prise sont augmentés, et permettent de modeler le matériau sans urgence de temps. De plus, l'hydrolyse du matériau est diminuée par la présence de la phase résineuse soumise aux radiations de la lumière polymérisante.²⁰

Des verres ionomères à haute densité de charges sont également proposés pour améliorer les propriétés du matériau.

Nous nous intéresserons particulièrement aux CVIMar, matériaux évolués, fréquemment utilisés et aux CVI Haute Viscosité (HV).

3.2.1. Composition^{21 22 23}

Le Ciment Verre Ionomère se présente sous forme :

- D'une poudre : élément basique constitué de fluorure de calcium (Ca_2F), d'alumine (Al_2O_3) de silice (SiO_2) et de strontium .
- D'un liquide : l'acide polyalkénoïde

Les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) se composent en plus de :

- De résine photo et chémopolymérisable : ajout d'une petite quantité de résine dans la phase liquide, l'hydroxyéthylmethacrylate (HEMA) ou le bis-GMA. Grâce au HEMA et à son extrémité hydrophile, le collage dentinaire peut se réaliser.

Les CVI Haute Viscosité (HV) se différencient par :

- L'absence de résine
- L'adjonction de particules de verre très fines et 'acide polyacrylique anhydre de haut poids moléculaire dans la poudre.
- L'ajout de polyacide de concentration et/ou de poids moléculaire supérieurs dans le liquide.
- Un ratio liquide/poudre augmenté.

²⁰ Katsuyama, Ishikawa, et Fujii, *Glass ionomer dental cement : the materials and their clinical use.*

²¹ Berg et Croll, « Glass ionomer restorative cement systems : an update ».

²² Dursun et Attal, « Panorama des indications des CVIMAR en odontologie. »

²³ Dursun, Attal, et Savard, « Les ciments verres ionomères à haute viscosité ».

3.2.2. Propriétés

3.2.2.1. Propriétés biologiques et bioactives²⁴

3.2.2.1.1 Bioactivité : Relargage de Fluor

Ce sont d'excellents matériaux grâce à leur capacité à reminéraliser les structures et à libérer du fluor. Ce relargage s'effectue au moins pendant 2 ans selon les études²⁵ mais une décroissance des taux de libération de fluor s'effectue par la suite. Pour pallier à cette diminution de sécrétion, le CVI a aussi l'avantage de présenter une capture permanente d'ions fluors apportés par l'extérieur (dentifrice, fils dentaire...), le libérant lorsqu'il est nécessaire. Les CVI, CVIMAR et CVIHV présentent cet avantage. Le fluor est connu pour réduire la déminéralisation, favoriser la reminéralisation, inhiber la croissance et l'adhésion des bactéries aux surfaces dentaire et s'opposer à la formation d'un complexe bactérien.²⁶

3.2.2.1.2 Biocompatibilité

Les CVImar n'ont pas d'effet nocif sur la pulpe tant qu'il existe une épaisseur de dentine résiduelle. Néanmoins, les CVIMAR sont souvent composés dans leur phase résineuse de monomères d'hydroxyéthylmétacrylate (HEMA) potentiellement toxique sur la pulpe et qui pourraient induire une inflammation pulpaire voire une nécrose.²⁷

Les CVI HV sont exemptés de résine et sont considérés comme beaucoup plus biocompatibles.

3.2.2.1.3 Activité antimicrobienne

Le CVI_{mar} et CVI_{HV} ont une activité antibactérienne en inhibant certaines espèces telles que *Streptococcus Mutans* ou *Sanguinis*²⁸. D'autre part, il existe une diminution de l'adhésion des bactéries à la surface des CVI.

En revanche, des études récentes ont révélé qu'il n'existe pas de lien direct entre la capacité de relargage de fluor et l'effet antibactérien du CVI_{mar}.²⁹

Cette activité antimicrobienne reste insuffisante et les chercheurs tendent à améliorer cette caractéristique en couplant les CVI à des antibactériens tels que le Propolis, la Chloexidine etc...³⁰

²⁴ Sidhu et Nicholson, « A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry ».

²⁵ Forsten, « Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect ».

²⁶ Najeeb et al., « Modifications in glass ionomer cements : nano-sized fillers and bioactive nanoceramics ».

²⁷ Nicholson et Czarnecka, « The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry ».

²⁸ St John, « Biocompatibility of dental materials ».

²⁹ Najeeb et al., « Modifications in glass ionomer cements : nano-sized fillers and bioactive nanoceramics ».

3.2.2.1.4 Adhésion naturelle et efficace à l'émail et à la dentine³¹

Les CVI adhèrent naturellement à la dent par réaction chimique entre les groupes carboxylates du ciment et les ions calciums présents à la surface dentaire. La valeur d'adhésion à la dentine est de 4-5 Mpa³² et augmente progressivement dès la mise en place du matériau.

En clinique, les surfaces dentaires sont préparées en recevant une solution d'acide polyacrylique 10% pendant 10-20s, permettant de nettoyer la boue dentinaire fraîchement créée. Cette préparation entraîne l'ouverture des tubules dentinaires et déminéralise partiellement la surface dentaire, créant des micro-rugosités et augmentant l'adhésion du ciment à la dent.

Les CVIHV contiennent déjà de l'acide polyacrylique dans leur composition et peuvent donc s'affranchir de cette étape. L'utilisation d'un acide est tout de même recommandée pour assurer la pérennité du joint dent-matériau.

L'adhésion des CVI se caractérise par deux phénomènes :

- Une adhésion naturelle grâce aux groupes carboxylates de la molécule et aux ions calciums de la surface dentaire.
- Une adhésion augmentée par une préparation chimique simple des surfaces.

Durant les années suivant la réalisation d'un CVI sur une surface dentaire, les études³³ ont montré qu'une zone d'échange ioniques se met en place entre le matériau et la dent. Cette couche est enrichie en strontium et calcium et renforce considérablement cette adhésion.

³⁰ Hafshejani et al., « Antibacterial glass-ionomer cement restorative materials : a critical review on the current status of extended release formulations ».

³¹ Nicholson, « Chemistry of glass-ionomer cements : a review ».

³² Sidhu et Nicholson, « A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry ».

³³ Ngo, Mount, et Peters, « A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique ».

Figure 6 : Zone d'échange ionique entre un CVImar et une surface dentaire



Source : Ngo H., « A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique », 1997.

Les échecs liés aux CVImar ne résultent pas d'une perte d'adhésion entre le matériau et la dent, mais plutôt au ciment lui-même et à ses propriétés mécaniques et physiques.

3.2.2.2 Propriétés mécaniques

Les CVImar ont su se distinguer des CVI traditionnels par l'amélioration de leurs propriétés mécaniques. Il est compliqué d'obtenir des valeurs de référence pour le CVImar car elles diffèrent suivant le ratio poudre/liquide.

L'adjonction de résine au CVI a permis de faire évoluer considérablement les propriétés mécaniques des CVI, entraînant ³⁴:

³⁴ Davidson, « Glass ionomer cement, an intelligent material ».

- Une augmentation de la résistance à la fracture « Fracture Toughness »

La « Fracture Toughness » s'explique par la photopolymérisation de la résine qui améliore les propriétés mécaniques du CVImar.³⁵ et par le ratio poudre/liquide. De ce fait, le module d'élasticité du CVImar est comparable au composite, il a une bonne capacité à se déformer avant de fracturer. Les CVI HV augmentent aussi considérablement cette résistance à la fracture.

- Une augmentation de la résistance à l'usure

En fonction de la taille des charges dans la résine, la résistance à l'usure est plus ou moins importante. Les CVImar « nano-charged » ont de meilleures propriétés et sont moins poreux à leurs surfaces que les « micro-charged »³⁶

La résistance à l'usure des CVI HV est supérieure au CVImar.

- Une augmentation de la résistance aux forces compressives et tensives.

La propagation des fissures au sein du matériau est ralentie par rapport aux CVI traditionnels³⁷, la tenacité est plus élevée. Les CVI HV sont encore plus résistants à la flexion et compression que les CVImar.

Enfin, leur utilisation en tant que Base ou Liner, engendre une diminution des contraintes du matériau de restaurations futurs, liées au stress de la polymérisation³⁸

³⁵ Mitsuhashi, Hanaoka, et Teranaka, « Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials : effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness ».

³⁶ Mitsuhashi, Hanaoka, et Teranaka.

³⁷ Xie et al., « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ».

³⁸ Croll et Swift, « Tissue-specific, biomimetic, direct-application tooth repair ».

Tableau 3 : Propriétés mécaniques comparées de la dentine, du CVI^{mar}³⁹ et du CVI HV

	<u>CVI MAR</u>	<u>DENTINE</u>	<u>CVI HV</u>
Module d'Elasticité : Gpa	16	18	-
Résistance à la Compression : Mpa	150-200	297	250-360
Resistance à la traction : Mpa	10-30	100	10-20
Résistance à la flexion Mpa	20-50	80-250	40-50
Dureté KHN	63-84	68	50-70

Source : Auteur, d'après Lasfargues, *Odontologie conservatrice*, 2010
 et Fron-Chabouis H., *Machinable materials for inlays and onlays : composite versus ceramics : systematic review, randomized controlled trial and in vitro evaluation* , 2013

3.2.2.3 Propriétés physiques

Les CVI^{mar} ne sont pas conducteurs thermiques, ils sont isolants et leur coefficient de dilatation thermique se situe vers les 10 ppm.°C⁻¹, ce qui se rapproche de la dentine.

Les CVI HV ont un coefficient d'expansion thermique proche aussi de la dent, mais aucune valeur exacte n'a été relevée.

Tableau 4 : Propriétés physiques comparées du CVI^{mar} et de la dentine

	<u>CVIMAR</u>	<u>DENTINE</u>
Conductivité thermique	-	0,64
Coefficient de dilatation thermique	13.4 x 10 ⁻⁶	8,3X10⁻⁶

Source : Auteur d'après Lasfargues, *Odontologie conservatrice*, 2010.

³⁹ Xie et al., « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ».

3.3. Les composites

3.3.1 Composition

Un matériau composite est une combinaison de particules inorganiques et d'un agent de liaison intégré dans une matrice organique. Les particules inorganiques sont des charges (souvent la SILICE) qui présentent des tailles variables et influencent les propriétés inhérentes du matériau.

Cette résine est sous la forme basse viscosité ou haute viscosité. L'adhésion du matériau aux tissus dentaires s'effectue par des protocoles de collage connus aujourd'hui.

Les composites⁴⁰ ayant les caractéristiques adaptés sont :

- Les Hybrides : Les propriétés mécaniques et esthétiques sont excellentes. Les charges sont à la fois celles des composites traditionnels et des composites microchargés ou nanochargés = Microhybride ou Nanohybride
- Nanochargés/BulkFill : La matrice est formée de nanoparticules (20-75nm) et d'aggrégats de nanoparticules (0,6-1,4µm) fait de silice/zircone. Ces composites ont des propriétés mécaniques élevées.

3.3.2 Propriétés

Les propriétés des composites varient en fonction de leur classification. Afin de les utiliser en tant que substitut dentinaire, il est utile de vouloir se rapprocher des propriétés de la dentine. Nous choisirons d'aborder principalement les composites Hybrides et Bulk qui semblent être les plus appropriés.

3.3.2.1.1 Propriétés biologiques

Les composites ne sont pas qualifiés de « biocompatible » tant qu'ils ne sont pas polymérisés. Le problème est que la polymérisation s'effectue jusqu'à 40% et qu'il persiste une couche de monomère en surface non polymérisée dû à l'oxygène. Ces monomères peuvent avoir une action cytotoxique sur les cellules pulpaire mais elle semble être minimisée.

Par ailleurs, ils contiennent du TEGDMA, HEMA, Bis-GMA en faible quantité mais qui suscitent de nombreuses interrogations quant à leurs propriétés « allergisantes ».

La biocompatibilité des Bulk Fill est comparable aux composites microhybrides.⁴¹

⁴⁰ Schneider, Cavalcante, et Silikas, « Shrinkage stresses generated during resin-composite applications : a review ».

3.3.2.1.2 Propriétés mécaniques

Les performances mécaniques des micro-hybrides se distinguent par la réduction de la quantité de matrice résineuse, qui augmente le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et la solubilité. Elle diminue également la résistance mécanique à l'abrasion, à la compression et à la traction⁴²

Ces composites ont une résistance à la traction faible, mais une résistance de compression similaire à la dentine. Le module élastique mime celui de la dentine.

La dureté et l'usure des composites ne sont pas des propriétés qui nous intéressent dans le cas où le matériau est utilisé comme substitut dentinaire, confiné sous une restauration.

Les composites **Bulk Fill**⁴³ ont été développés pour faciliter leur utilisation en masse dans des volumes importants, tout en réduisant les contraintes de polymérisation inhérentes à la chimie du matériau et générant des défauts de restauration. Sur le plan chimique, un groupement favorisant la relaxation des polymères dans la chaîne du monomère (UDMA par exemple) a été inséré ce qui a pour effet de modifier la cinétique de polymérisation et qui se traduit par moins de contraintes, même s'il y a moins de charge. Une forte translucidité de ces matériaux laisse aussi mieux diffuser la lumière lors de la photo-polymérisation.

Ces composites peuvent être classés de manière topographique selon leur utilisation⁴⁴ : les Composites Bulk de Base Intermédiaire (CBBI) et les Composites Bulk de Restauration (CBR). C'est la première famille qui nous intéresse ici. Ces CBBI sont utilisés sous la forme de composte fluide devant ensuite être recouvert d'un composite conventionnel.

⁴¹ Ilie, Bucuta, et Draenert, « Bulk-fill resin-based composites : an in vitro assessment of their mechanical performance. »

⁴² Leprince et al., « Polymères et résines composites ».

⁴³ Mandava et al., « Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin ».

⁴⁴ Blavignac, « Les composites Bulk : revue de littérature ».

Figure 7 : Protocoles proposés pour le CBR Beautiful-Bulk Restorative et le CBBI Beautiful Bulk Flowable .



Source : SHOFU® « circulaire SHOFU® » ,2014

Une étude de Mandava & al.⁴⁵ en 2017 montre que le module d'élasticité des nanohybrides (17 Gpa) est semblable à la dentine (18 Gpa), et confère une résistance au cisaillement significative.

Une étude⁴⁶ de 2013 menée par Bucuta & al. a testé le module élastique de plusieurs bulk-fill et les résultats révèlent des valeurs se situant entre 4 et 9,5 Gpa. Ces données impliquent un matériau peu rigide, subissant des déformations au sein du matériau sous l'effet des forces masticatoires pouvant mener à des fractures.

Les forces de flexion sont comparables aux micro et nanohybrides, mais supérieures aux composites flow conventionnels.

Les propriétés mécaniques des Bulk Fill demeurent néanmoins plus faibles que celles des composites conventionnels. C'est pourquoi les laboratoires recommandent de finir la reconstitution par une couche de composite conventionnel pour « restaurer » les propriétés mécaniques. Leur utilisation doit rester prudente dans l'attente d'un recul clinique évalué.

⁴⁵ Mandava et al., « Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin ».

⁴⁶ Ilie, Bucuta, et Draenert, « Bulk-fill resin-based composites : an in vitro assessment of their mechanical performance. »

Tableau 5 : Tableau des propriétés mécaniques comparées de la dentine, des composites hybrides et des bulk.

	DENTINE	COMPOSITE BULK type	COMPOSITE
		<u>CBBI</u>	<u>NANO/MICROHYBRIDES</u>
Module d'Elasticité : Gpa	18	4-9,5	4,5-18,6
Résistance à la Compression : Mpa	297	270-500*	300-400
Résistance à la traction : Mpa	100	-	25-70
Résistance à la flexion : Mpa	80-250	122	110
Dureté KHN	68	-	22-80

Source : Auteur, d'après Leprince & al., *Polymères et résines composites*, 2010.

*Source : Auteur, d'après Tokuyama Dental R&D, « Estelite Bulk Fill »

3.3.2.1.3 Propriétés physiques

Le principal inconvénient des résines composites est la contraction à la polymérisation. Lors du phénomène de photo-polymérisation, les monomères de résines forment très rapidement des liaisons covalentes et se transforment en polymères. Cette modification entraîne la rétraction de prise du matériau, autrement dit « contraction à la polymérisation ». Ce stress induit des hiatus à l'interface dent/matériau, un risque de récurrence carieuse et donc des sensibilités post-opératoires.

Le coefficient de dilatation thermique est deux à six fois supérieur à la dentine. Le changement volumique du matériau entraîne une fatigue, un risque de percolation et de fissures au sein de celui-ci. Cependant, les composites ne se déforment que sous l'effet de « choc thermique ». La conductivité des composites reste faible et sont donc suffisamment isolants.

Tableau 6 : Tableau des propriétés physiques comparées de la dentine et du composite

	<u>Composite</u>	<u>DENTINE</u>
Conductivité thermique	1,09	0,64
Coefficient de dilatation thermique	16-50 x 10 ⁻⁶	8,3X10⁻⁶

Source : Auteur, d'après Lasfargues, *Odontologie conservatrice*, 2010.

3.4. Les biocéramiques et Les silicates tricalciques

3.4.1 Composition

Les silicates tricalciques sont des dérivés des ciments de portland, eux-mêmes constitués d'un mélange de silicate de calcium, d'aluminate de calcium, d'aluminoferrite de calcium et de sulfate de calcium. Ils contiennent des impuretés entraînant la réduction des propriétés mécaniques de certains ciments.

La Biodentine est un ciment de haute pureté, il se constitue d'une poudre composée de silicate tricalcique, d'oxyde de zirconium, de carbonate de calcium, et d'un liquide constitué d'eau modifié par du chlorure de calcium et un polymère hydrosoluble.

Aucun traitement de surface n'est demandé avant son application. La consistance est pâteuse mais le matériau est thixotrope, ce qui permet de le modeler facilement. L'inconvénient du matériau est son temps de pose défini à 12 minutes.

Le Mineral Trioxide Aggregate (MTA) est à l'origine de la biodentine. C'est une biocéramique de 1^{ère} génération. Le ciment est constitué de calcium, silicone et aluminium et aussi originaire du ciment de Portland. Les principaux constituants sont les silicates tri et dicalciques et le tricalcium d'alumine.⁴⁷

⁴⁷ Camilleri, « The chemical composition of mineral trioxide aggregate ».

Il existe deux formes de MTA : le blanc et le gris, qui se différencient par la présence d'ions (dans le gris). Malgré un temps de travail long et une manipulation difficile, il est efficacement utilisé pour les coiffages directs, les restaurations et les réparations de perforations radiculaires et de la furcation.

Ce matériau est hydrophile et son hydratation engendre la formation d'un gel hydraté de silice, sous forme de 2 réactions que nous ne détaillerons pas.

Le temps de prise du matériau est plus long que la biodentine, et est estimé à 165 +/- 5 minutes.

Le Total Fill commercialisé par FKG est une biocéramique, contenant des silicates de calcium(di et tricalciques) , du phosphate de calcium monobasique, de l'oxyde de zirconium, de l'oxyde de tanatale et des agents épaississants. Une de ses présentations est proposée pour reconstituer du tissu dentinaire (RRM Root Repair Material). Elle même se présente sous deux viscosités différentes : une formule basse viscosité conditionnée en seringue et une formule haute viscosité conditionnée en pâte condensable dans un pot.

3.4.2 Propriétés

3.4.3.1 Propriétés biologiques⁴⁸

Pour la Biodentine, La production d'hydroxyde de calcium par le matériau initie la formation de dentine réactionnelle au contact des tissus et de cristaux d'hydroxyapatite. Ce processus est dit « biomimétique ».

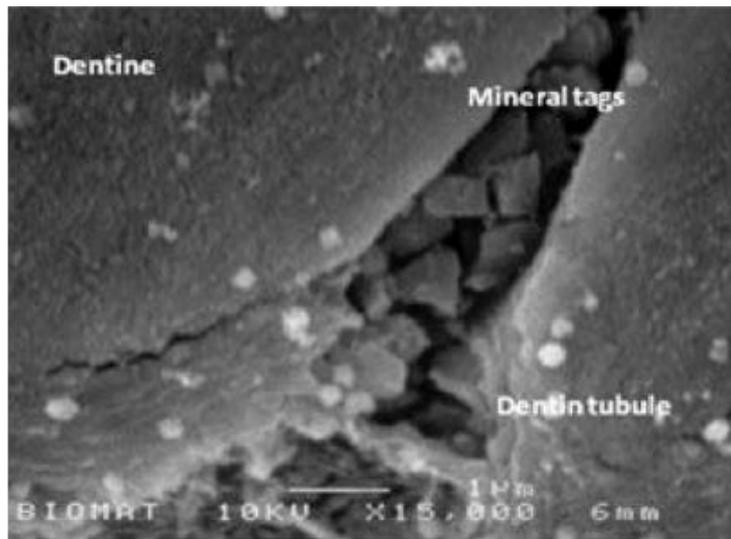
Le contact Biodentine/Dentine, génère la libération de facteur de croissance « TGF-β1 » par les cellules pulpaire et induit leurs différenciations en odontoblastes-like.

L'absence de traitement par acide des tissus implique que le matériau réalise une adhésion naturelle. L'infiltration de Biodentine dans les tubules dentinaires par la précipitation des cristaux formant des tags, diminue la perméabilité et les mouvements de fluide des tubulis, diminuant significativement les sensibilités post-opératoires⁴⁹. Ces tags de Biodentine sont à l'origine de la rétention micromécanique du matériau.

⁴⁸ Camilleri, « Investigation of biodentine as dentine replacement material ».

⁴⁹ About, « Biodentine : from biochemical and bioactive properties to clinical applications. »

Figure 8 : Vue au microscope électronique de l'ancrage de la biodentine au sein des tubulis



Source : About, « Biodentine : from biochemical and bioactive properties to clinical application », 2016.

Par ailleurs, des études ont souligné une activité antimicrobienne de la Biodentine supérieure aux CVImar. Le pH alcalin du matériau limite la croissance des bactéries à son contact.⁵⁰

Une étude de Koubi & al. a mis en exergue la tolérance parodontale face à la Biodentine, quand celle-ci est placée sur une limite basse⁵¹. La formation de cristaux d'hydroxyapatite à sa surface permet cette bonne intégrité marginale.

Les connaissances actuelles sur le MTA soulignent aussi sa biocompatibilité, son étanchéité et ses capacités régénératives et antibactériennes. Lorsqu'il est utilisé dans les coiffages pulpaire⁵², l'absence de cytotoxicité du matériau engendre même un effet anti-inflammatoire sur le complexe pulpaire.

La mise en place du Total FILL contre la dentine, entraîne la formation de cristaux d'hydroxyapatite grâce à l'humidité présente dans les tubulis dentinaires. Ceci assure la cohésion chimique et micromécanique entre la dent et le matériau. Une activité antibactérienne en découle, puisque l'hydratation des silicates de calcium et des phosphates de calcium par les fluides contenus dans les

⁵⁰ Kaur et al., « MTA versus Biodentine : review of literature with a comparative analysis ».

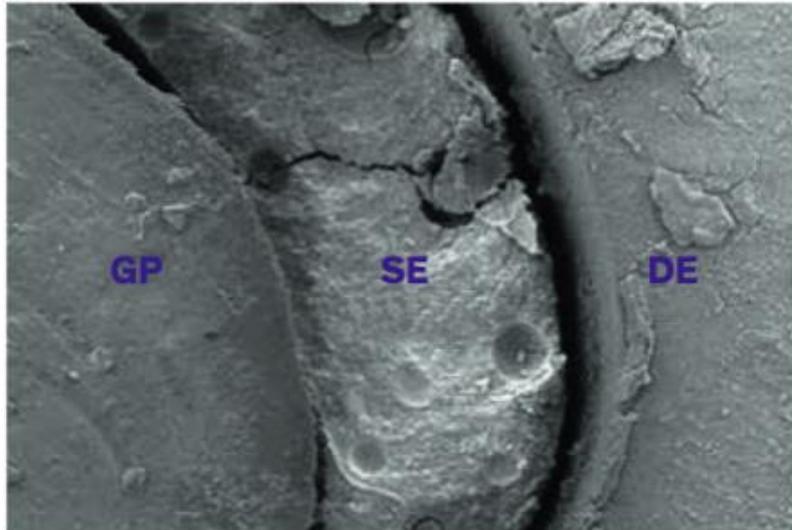
⁵¹ Koubi et al., « Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations ».

⁵² Chang et al., « In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers : Sealapex, Sankin Apatite Root Sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP Root Canal Sealer ».

tubulis forment de l'hydroxyapatite et de l'hydroxyde de calcium, substance antibactérienne connue⁵³.

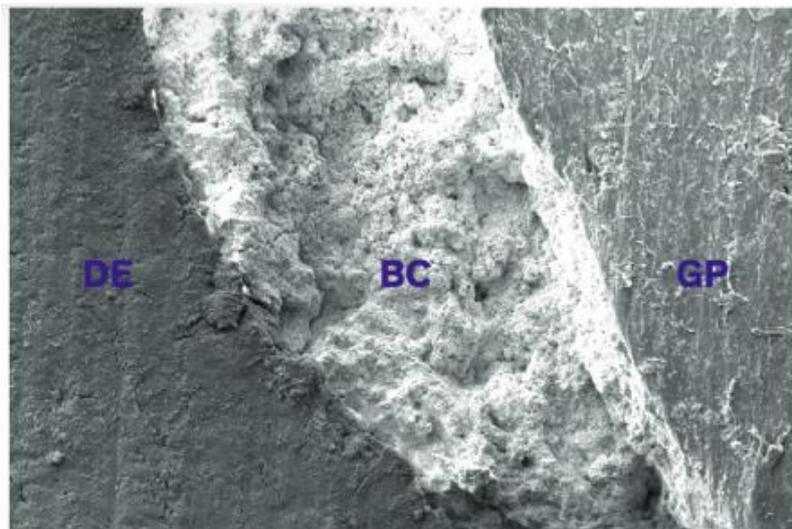
Par ailleurs, le matériau est parfaitement biocompatible avec le système pulpaire. Ce matériau est bioactif, assure une biominéralisation et l'induction de la différenciation des cellules pulpaires.

Figure 9 : Espace entre un ciment classique et la dentine



Source : Eldeniz, « Revue commerciale Total Fill de FKG »

Figure 10 : Espace entre le total FILL et la dentine



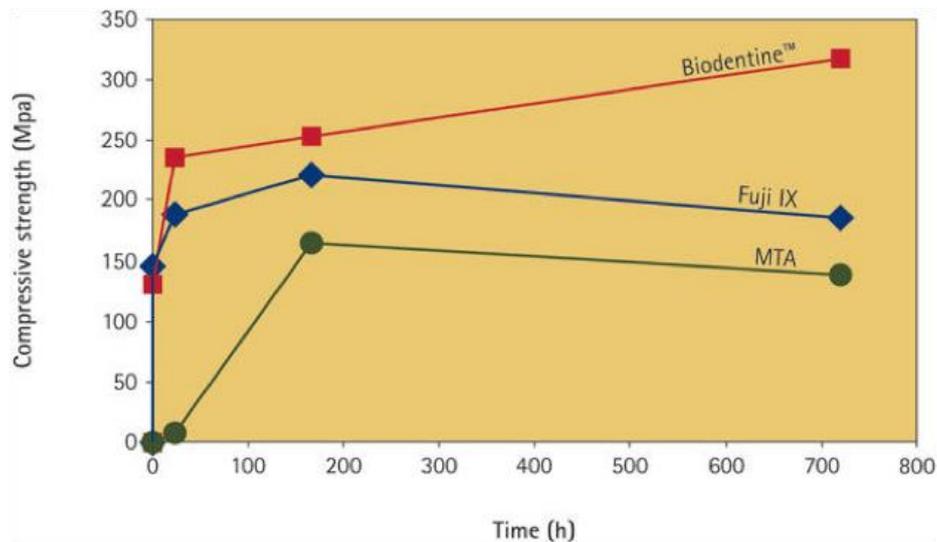
Source : Jouanny G., « Revue commerciale Total FILL de FKG »

⁵³ Wang, « Bioceramic materials in endodontics ».

3.4.3.2 Propriétés mécaniques

Une étude *in vitro* réalisée en 2013, teste la résistance à la compression de la biodentine à 1h, 24h, 7j et 28j versus un CVImar et du MTA⁵⁴. Les valeurs sont similaires à la dentine et correspondent à 300Mpa, valeur stable obtenue à 1 mois.

Figure 11 : Evolution des résistances à la compression de la biodentine, FujiIX et MTA



Source : Bachoo & al., « A biocompatible and bioactive replacement for dentine : is this a reality ? The properties and uses of a novel calcium-based cement ». 2013

La force de flexion du matériau est mesurée à 34 Mpa et reste inférieure au composite et CVImar et indique un risque de fracture supérieur. La dureté de la biodentine augmente avec le temps⁵⁵.

Pour le MTA, sa force compressive est significativement plus faible que l'amalgame ou l'IRM après 24 heures. C'est à partir de 3 semaines que cette force devient comparable aux matériaux cités ci-dessus. Cette évolution exponentielle est expliquée par un taux plus faible d'hydratation du silicate dicalcique par rapport au silicate tricalcique⁵⁶.

Les forces de flexion du matériau augmentent à 24 heures, une fois qu'il est hydraté et sont évaluées à 110 Mpa. Son module d'élasticité n'est pas fourni dans la littérature.

⁵⁴ Bachoo, Seymour, et Brunton, « A biocompatible and bioactive replacement for dentine : is this a reality ? The properties and uses of a novel calcium-based cement ».

⁵⁵ Kaur et al., « MTA versus Biodentine : review of literature with a comparative analysis ».

⁵⁶ Parirokh et Torabinejad, « Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review. Part I, Chemical, physical, and antibacterial properties ».

Le Total Fill BC de FKG engendre une résistance à la fracture mimant l'organe dentaire d'origine.

Tableau 7 : Tableau des propriétés mécaniques des silicate tricalciques, biocéramiques et dentine

	DENTINE	<u>Biodentine</u>	<u>MTA</u>	<u>Total Fill</u>
Module d'Elasticité : Gpa	18	18,3-22	22	-
Force de Compression : Mpa	297	300	150	-
Force de traction : Mpa	100	98,7	-	-
Résistance en flexion : Mpa	80-250	35	-	-
Dureté KHN	68	63	109	-

Source : Auteur, d'après Wang & al., « Bioceramic materials in endodontics », 2015.

2.4.3.3. Propriétés physiques

Les études menées n'ont pas évalué les propriétés physiques de la biodentine, du MTA et du total FILL. Aucune information n'a été trouvée.

3.5 Alliages métalliques^{57 58}

Dans ce chapitre, nous nous intéressons aux caractéristiques des matériaux métalliques susceptibles d'être utilisés en tant que restauration coronaire ou corono-radulaire (dans le cas de dents déulpées) sous une restauration périphérique.

Ces restaurations intermédiaires indirectes, les « inlay core » constituent également une forme de substitut dentinaire en remplaçant le cœur de la dent détruite. Elles présentent une base de réception des contraintes, répercutées par la couronne périphérique. A ce titre, elle devrait avoir des caractéristiques les plus proches du tissu dentinaire.

Cependant leur forme étendue dans la racine entraîne des impératifs particuliers (résistance à la flexion et à la déformation).

Nous détaillerons les amalgames et les alliages les plus souvent rencontrés pour réaliser les restaurations corono-radulaires coulées.

⁵⁷ Eley, *The future of dental amalgam : a review of literature.*

⁵⁸ O'Brien, *Dental materials and their selections.*

3.5.1 Composition

Les amalgames sont des alliages métalliques qui ont été largement utilisés avant que les solutions de collage n'existent. Beaucoup existent toujours, parfois ancrés à l'aide d'un tenon d'un métal différent, sous des restaurations périphériques.

Ils sont constitués d'une combinaison de mercure avec une poudre métallique comprenant des particules d'argent, d'étain, de cuivre, de zinc, d'iridium et parfois de palladium.

Les alliages type nickel-chrome et cobalt-chrome sont largement utilisés aussi en dentisterie. Ils sont majoritairement composés de leurs constituants principaux, et d'autres particules secondaires. Ces alliages sont retrouvés principalement dans les reconstitutions type Inlay core.

3.5.2 Propriétés

3.5.2.1 Propriétés biologiques

L'amalgame est responsable d'une corrosion électrochimique et peut engendrer une réaction galvanique en présence d'alliage noble ou précieux.

La corrosion électrochimique est le résultat d'une oxydation de l'alliage métallique dans la salive, milieu électrolytique oxygéné. Une dégradation de la restauration et de la dent est le résultat de ce phénomène, entraînant une coloration de la dentine par diffusion des produits de la corrosion. Cette conséquence serait à l'origine des propriétés antibactériennes du matériau. Par ailleurs, lorsque l'amalgame rentre en contact avec le complexe dentino-pulpaire, une réaction inflammatoire se produit immédiatement ce qui favorise la synthèse de dentine réactionnelle, protectrice.

Cependant, de nombreuses études et instances de santé mettent en garde contre l'utilisation de l'amalgame à cause de sa teneur en mercure, même si faible, pouvant avoir un impact sur la santé et l'environnement.

Les alliages NiCr, CoCr et AuPd sont assemblés à la dent par l'intermédiaire d'un ciment ou d'une colle. Ils n'ont pas de répercussions biologiques directes sur le tissu dentaire.

3.5.2.2 Propriétés mécaniques

L'amalgame a un module d'élasticité qui se situe entre 52 et 60Gpa. On trouve des valeurs pour la compression de 300Mpa et pour la traction de 50Mpa.

Enfin, l'amalgame a la particularité d'avoir une propriété « le fluage » qui correspond à la déformation continue du matériau dans le temps en fonction de la température et des forces exercées sur lui-même. Le fluage engendre l'apparition de hiatus entre la dent et le matériau, entraînant l'apparition de caries secondaires, de fêlures et de fractures.

Enfin, les alliages Ni-Cr et Co-Cr présentent des modules d'élasticité extrêmement élevés, soulignant une rigidité importante d'un matériau et une absence de déformation pouvant absorber des contraintes. De plus, la résistance à la traction de ces matériaux montre qu'ils accumulent de grands stress, qu'ils génèrent à la dent, source de fractures.

Les alliages AuPd et or sont les plus anciens matériaux utilisés. Leurs biocompatibilités et résistances à la corrosion dans le milieu buccal, les ont longtemps intégrés dans nos pratiques. Par ailleurs, leurs propriétés mécaniques sont plus adaptées, le module d'élasticité se situe entre 100 et 117 Gpa, ce qui le rend plus ductile que les alliages Ni-Cr ou Co-Cr.

Tableau 8 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques des alliages non précieux et précieux et de la dentine

	DENTINE	<u>Amalgame</u>	<u>Ni-Cr</u>	<u>Co-Cr</u>	<u>AuPd</u>
Module d'Elasticité : Gpa	18	52-60	170-190	125-218	100-117
Résistance à la Compression : Mpa	297	300-400	-	-	-
Résistance à la traction : Mpa	100	51	500-800	600-800	700-730
Résistance à la flexion	-	120-150	-	-	-
Dureté KHN	68	110	-	-	-

Source : Auteur, d'après O'Brien, *Dental materials and their selection*, 2008

3.5.2.3 Propriétés physiques

L'amalgame est un matériau sensible aux variations thermiques, qui influencent ses changements volumiques. En effet son coefficient de dilatation thermique se situe entre 22 et 28 x10⁻⁶.

Par ailleurs, ce matériau métallique conduit extrêmement bien la température, sa conductivité thermique est 37 fois supérieure à celle de la dentine ; ce qui induit inexorablement à un risque d'agression pulpaire élevé.

Tableau 9 : Tableau comparatif des propriétés physiques de l'amalgame et de la dentine

	<u>Amalgame</u>	<u>DENTINE</u>
Conductivité thermique	23,03	0,64
Coefficient de dilatation thermique	22-28 x 10 ⁻⁶	8,3X10⁻⁶

Source : Auteur, d'après O'Brien, *Dentals materials and their selection*, 2008

Les alliages Ni-cr et Co-cr sont utilisés principalement pour les inlay core sur dent dépulpée, ainsi connaître leur conductivité thermique n'a pas d'intérêt puisqu'ils ne seront pas utilisés sur dent pulpée.

4 : Discussions et cas cliniques

4.1 Tableau récapitulatif et discussion

4.1.1 Tableau récapitulatif

Tableau 10 : Tableau récapitulatif des propriétés biomécaniques et biologiques de plusieurs matériaux étudiés

	<u>Email</u>	<u>Dentine</u>	<u>CVImar</u>	<u>CVIHV</u>	<u>Composite Hybride</u>	<u>Composite Bulk</u>	<u>Biodentine</u>	<u>Amalgame</u>
<i>Propriétés Physico-Mécanique</i>								
Conductivité Thermique <small>Cal. cm-1. sec-1. °C-1</small>	-	0,64	-	-	1,09	-	-	23,03
Coefficient de Dilatation Thermique <small>ppm.°C-1 x10⁻⁶</small>	11,4	8,3	10	-	16-50	-	-	22-28
Module d'élasticité Gpa	83	18	8-16	-	18,6	4-9,5	18,2-22	52
Force de compression Mpa	400	297	120-200	250-360	300-400	270-500	300	300-400
Force de Traction Mpa	10	98	10-30	10-20	25-70	-	98,7	51
Force de Flexion Mpa	-	80-250	20-50	40-50	110	122	35	120-150
Dureté KHN	343	68	63-84	50-70	22-80	-	69	110
Tenacité Mpa	0,7	3,1	0,75	-	0,7-1,7	-	-	1,5

	<u>Email</u>	<u>Dentine</u>	<u>CVImar</u>	<u>CVIHD</u>	<u>Composite Hybride</u>	<u>Composite Bulk</u>	<u>Biodentine</u>	<u>Amalgame</u>
<i>Propriétés biologiques</i>								
Biocompatibilité			+/-	+	+/-	+/-	++	-
Bioactivité			+/-	+	-	-	++	-
Relargage d'ions			++	+	-	-	+	-
Activité Antimicrobienne			++	+	-	-	+	+/-

Source : Auteur, 2018

A travers la réalisation de cet exposé, nous avons recueilli et compilé l'ensemble des valeurs physico-biomécaniques et biologiques des matériaux étudiés. La lecture du tableau nous permet d'aborder plusieurs sujets :

Il apparaît qu'aucun matériau ne mime de manière complète les valeurs de la dentine. Une valeur peut se rapprocher mais le cumul des données d'un matériau n'est jamais entièrement satisfaisant. Nous devons ainsi établir une méthode analytique nous permettant d'effectuer un choix de matériau en fonction d'une situation donnée et se poser la question de savoir, parmi les propriétés recherchées, quelles sont les plus appropriées.

Le traitement de l'organe dentaire est d'abord un acte biologique, qui vise à garantir le bon pronostic de la dent. Le statut pulpaire et le niveau d'atteinte du complexe dentino-pulpaire constituent la première base de raisonnement dans la prise de décision.

Les propriétés biomécaniques interviendront dans un second temps et selon les besoins de compensation des pertes tissulaires.

4.1.2 Facteurs de décision biologique

Cliniquement, il est fréquent de séparer l'approche de la restauration en fonction de l'état de la dent, pulpée ou déulpée.

Aujourd'hui, les différences d'analyse s'amenuisent entre les deux situations car les limites de la préservation pulpaire ont été repoussées et les paramètres de succès de la conservation des dents déulpées sont bien définis. Dans les deux cas, pour répondre à la pérennité du traitement, on attend des matériaux de restauration qu'ils assurent la meilleure étanchéité vis à vis du milieu buccal

septique. Il s'agit de l'étanchéité du complexe dentino-pulpaire pour la dent vivante et de l'étanchéité du réseau canalaire pour la dent dépulpée.

4.1.2.1 La dent pulpée

Sur la dent pulpée avec perte de substance exposant le réseau de canalicules dentinaires, l'assemblage chimique et micromécanique, et l'étanchéité durable offerts par les matériaux de restauration actuels ont permis d'obtenir un bon niveau d'étanchéité permettant de l'isoler efficacement du milieu extérieur.

Les possibilités de préservation de la vitalité pulpaire ont aussi été améliorées récemment par une meilleure connaissance des processus d'inflammation, de réaction cellulaire et de cicatrisation du parenchyme pulpaire. Ces progrès ont eu lieu grâce à l'étude de matériau récent issu de la famille des biocéramiques. De même, des gestes cliniques et des ressources matériaux ont ainsi donné naissance à de nouvelles procédures de traitement en cours de validation clinique.

Aujourd'hui, le seul matériau capable d'induire une réaction bioactive sur le complexe dentino-pulpaire est la biocéramique, son utilisation est indispensable dans ce cas. Les propriétés biologiques commencent à être bien documentées et bien évaluées. Cependant, les données bibliographiques sont inégales et hiérarchiquement, Biodentine® et MTA® sont mieux décrits que les autres produits.

Parmi les biocéramiques existantes, des viscosités différentes sont proposées. Certaines, très fluides, sont utilisées comme barrière au niveau d'une effraction pulpaire ou d'une pulpotomie partielle pour induire la réaction biologique. Elles doivent être associées à l'utilisation d'un autre substitut dentinaire pour combler le volume perdu. C'est le cas des caractéristiques biomécaniques du MTA, présentées dans le tableau, qui s'éloignent trop de celles de la dentine (Module d'élasticité=22 Gpa, Résistance Compression=150 Mpa et Dureté=100Mpa). Le MTA ne peut être utilisé que très localement et non en volume.

D'autres produits ou présentations galéniques ont une plus forte viscosité et assurent à la fois le parage de la plaie dentinaire et le rôle de substitut dentinaire (Biodentine® et Total Fill® BCRRM Putty).

Le tableau montre que la biocéramique Biodentine® présente des propriétés mécaniques intéressantes pour combler le volume de dentine perdue. Elle pourrait être le matériau idéal mais elle présente une faible résistance à la flexion qui est une caractéristique essentielle dans le soutien des parois lors de grosses pertes de substance. De plus, leur coût est élevé et empêche de généraliser leur utilisation. Le Total Fill® est aussi présenté sous cette forme condensable mais actuellement, les données mécaniques ne sont pas disponibles.

Sur une dent pulpée profondément atteinte, où l'implication pulpaire est forte mais sans exposition, la barrière dentinaire restante avec ses odontoblastes peut permettre à la pulpe de cicatriser à condition qu'il y ait un bon contrôle de l'asepsie et une étanchéité de la restauration.

C'est par exemple le cas d'une carie profonde sur une dentine jeune. Dans cet exemple, le matériau qui a des propriétés biologiques bien adaptées est le CVI. On choisira plutôt, comme l'indique le tableau, le CVI HV pour sa biocompatibilité supérieure à celle du CVIMar, liée à son absence de résine.

Dans de nombreux autres cas de réintervention ou progression carieuse lente, les fonctions pulpaires auront développé des barrières naturelles par l'intermédiaire de formation de dentine tertiaire, réactionnelle ou sclérotique. Dans ces situations, on pourra considérer le facteur biologique comme naturellement pris en charge et un champ de matériaux plus large sera à notre disposition (Composite, céramique, alliage, etc.).

Le composite associé à l'adhésif assure l'étanchéité des canalicules dentinaires. Le CVI assure une étanchéité immédiate par adhésion chimique directe mais altérable dans le temps. Enfin, les alliages métalliques créent un scellement dentinaire à l'interface par l'intermédiaire des ciments acide-bases, qui scellent les tubuli.

On notera que les alliages amalgames ont permis d'offrir des restaurations durables de la masse dentinaire dans le temps. C'est paradoxalement la corrosion due à la dégradation qui obstrue les canalicules dentinaires et qui crée l'étanchéité.

Les composites, CVIMar, et alliages métalliques n'ont pas d'effets biologiques favorables sur la pulpe. A l'inverse, utilisé à distance, leur potentiel nocif envers les cellules pulpaires n'est pas démontré cliniquement. Leur utilisation est donc possible sur la base de critères biomécaniques que nous allons étudier par la suite.

Ainsi, lorsque la préservation biologique du complexe dentino-pulpaire prédomine, l'utilisation des matériaux biocéramiques est indispensable, car par leurs propriétés bioactives très spécifiques, ils sont actuellement les seuls à répondre aux caractéristiques de bioactivités demandées.

L'intérêt de Biodentine® et Total Fill® BCRRM Putty se trouve dans la possibilité d'assurer par le même matériau, l'action biologique et la compensation du volume de dentine perdue.

4.1.2.2 Dent dépulpée

Dans le cas de la dent dépulpée, l'objectif biologique n'est plus de conserver la vitalité pulpaire mais d'assurer une étanchéité du réseau endodontique sur le long terme par l'intermédiaire d'une adaptation parfaite du matériau d'obturation à la dentine.

Tous les matériaux dans cette situation permettent d'assurer une étanchéité satisfaisante : le CVImar ou CVIHV, les techniques adhésives bien contrôlées associées au composite ou à la céramique, le scellement de pièce métallique. Ici, la décision sera surtout prise en fonction des critères biomécaniques, particulièrement importants pour des dents dont le niveau de délabrement est variable.

4.1.3 Facteurs de décision biomécanique

Si le pronostic pulpaire n'est pas engagé, la préservation des dents dépend essentiellement de la résistance aux contraintes de mastications. Ce rôle est permis principalement par les caractéristiques biomécaniques et physiques des tissus dentaires (dentine, émail et jonction émail-dentine).

La restauration des pertes tissulaires est donc dirigée vers la restitution de ces caractéristiques biomécaniques essentielles à l'aide d'un substitut.

Cette réhabilitation anatomo-fonctionnelle dépend de la localisation de l'atteinte, du volume à remplacer et des risques de déflexion des parois restantes.

Les études⁵⁹ actuelles soulignent l'absence significative de différences de résistance biomécaniques entre le comportement des tissus d'une dent pulpée et dépulpée. Il est acquis que c'est la perte de substance amélo-dentinaire qui est l'élément principal dans l'analyse biomécanique de la dent.

Il est donc possible de proposer une démarche commune pour les deux situations cliniques, à quelques différences qui seront discutées ultérieurement.

Le rôle du substitut dentinaire d'un point de vue physique⁶⁰ est de :

- Compenser le volume tissulaire détruit par adjonction d'une masse de matériau biomimétique, biocompatible, voire bioactif.
- Offrir un noyau cohésif interne capable de résister aux contraintes fonctionnelles, de résister à la bio-corrosion buccale et d'être compatible avec le tissu parodontal en cas de contact.

⁵⁹ Magne et Knezevic, « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ».

⁶⁰ Decup et Gaucher, « Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes ».

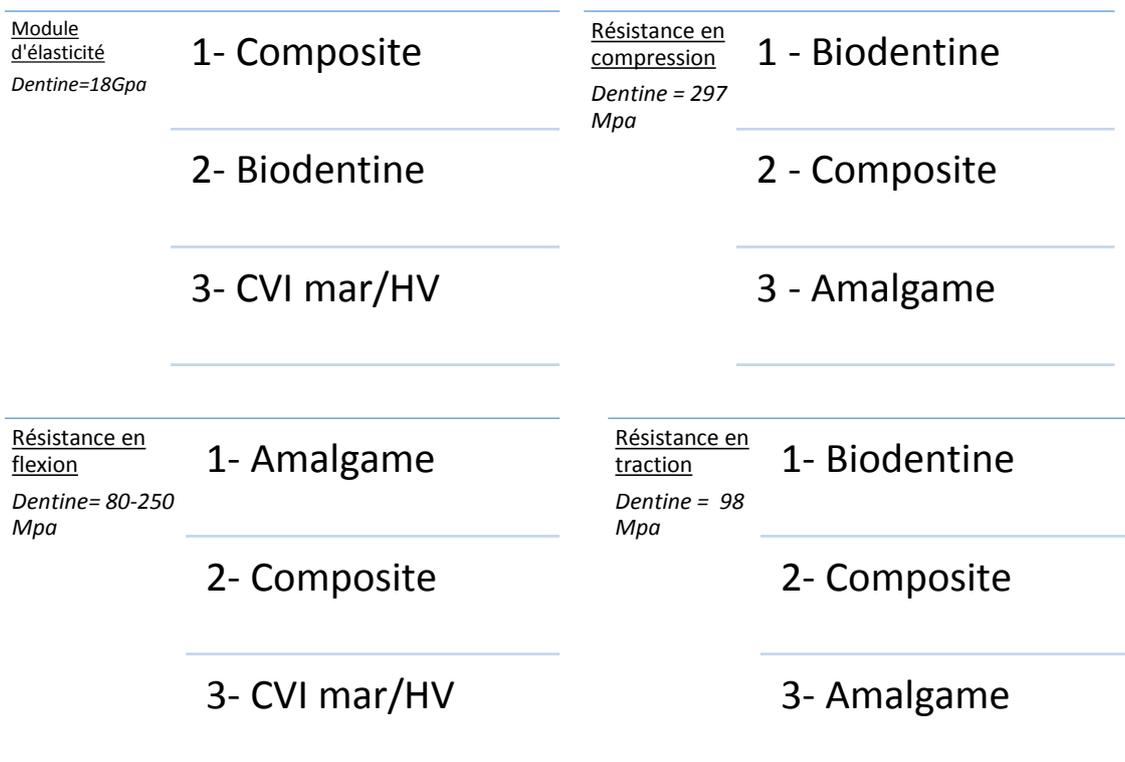
D'un point de vue masticatoire et répartition des forces, les valeurs de contrainte durant la fonction s'élèvent à 220N pour les incisives, 450N pour les prémolaires et jusqu'à 650N pour les molaires selon Craig & al. Dans le secteur postérieur, les contraintes s'exercent surtout en compression alors que dans le secteur antérieur, les forces de flexion sont prépondérantes. Pour chaque zone, la résistance des matériaux substitués doit s'adapter à ces efforts spécifiques pour limiter les risques de fracture de l'organe dentaire.

Parmi les matériaux disponibles, nous recherchons donc le matériau le plus proche du tissu dentinaire dans ses caractéristiques biomécaniques.

La réalisation de tableaux comparant hiérarchiquement les données mécaniques des matériaux nous donne une base de raisonnement.

Nous choisissons de comparer d'abord les caractéristiques principales : modules d'élasticité, résistances en compression, flexion et traction.

Figure 12 : Hiérarchies des propriétés mécaniques principales étudiés des substituts dentinaires



Source : Auteur, 2018

Nous constatons que la Biodentine occupe la première place pour le mimétisme du module d'élasticité et de la résistance en traction mais est disqualifiée pour la résistance en flexion. L'amalgame est très souvent cité sauf pour le module d'élasticité. Le composite est présent en première ou deuxième place dans tous les domaines. Le CVI est moins performant que les autres, pour tous les critères cités.

Bien que l'amalgame⁶¹ apparaisse plutôt bien placé dans les tableaux hiérarchiques des données mécaniques, il faut prendre en considération qu'il génère de la corrosion, des fissures et fêlures et une mauvaise aptitude au collage. Le module d'élasticité n'est pas adapté à la dentine, il est trop rigide avec un risque accru de fracture coronaire, voire propagation de fêlures radiculaires.

L'amalgame a été souvent utilisé sur dent dépulpée avec ancrage screw-posts, plus rarement en tant que substitut dentinaire sur dent vivante sous une couronne. Les propriétés mécaniques de ces matériaux sont éloignées de nos exigences biomimétiques et nous choisissons de les écarter de nos choix.

Les alliages Ni-Co, Co-Cr sont utilisés comme onlay ou inlay, sur dent vitale. Lorsqu'ils remplacent un volume important et en profondeur de la dent, ils jouent en grande partie le rôle de substitut dentinaire. Leurs caractéristiques mécaniques ne les placent pas en bonne position « biomimétique ».

Ces alliages non précieux sont surtout utilisés sur dent dépulpée avec forte perte de substance pour réaliser une reconstruction corono-radiculaire coulée (inlay-core). Dans cette situation clinique, le bon compromis doit être trouvé entre un module d'élasticité assez proche de la dentine pour absorber les contraintes coronaires et une valeur suffisamment élevée pour répartir et transmettre les contraintes à l'ensemble de la racine pour diminuer le risque de fracture. Entre le risque de fracture du matériau ou celui de la dent, les critères de décision deviennent plus dépendant de l'analyse clinique des tissus dentaires que de celui du matériau uniquement.

Les composites apparaissent plusieurs fois dans nos tableaux hiérarchiques et apparaissent comme des matériaux adaptés pour beaucoup de cas. Le module d'élasticité est proche de la dentine (18,6 Gpa) et ses valeurs en compression, traction et flexion restent satisfaisantes pour la majorité des situations. On le choisira davantage pour les secteurs postérieurs où les surfaces de collage disponibles sont importantes et où les contraintes sont essentiellement axiales.

⁶¹ Decup, Chemla, et Epailard, « Remplacement des restaurations à l'amalgame : approche systématique de préparation tissulaire. »

A l'inverse, bien que ses caractéristiques optiques soient adaptées à l'intégration esthétique des dents antérieures, sa résistance en flexion (110 Mpa) est faible et son utilisation est risquée en tant que noyau dentinaire sur ces dents.

La contraction de prise et le stress engendrés sur les parois doivent être limités pour le substitut dentinaire. Pour cela, il est intéressant de placer une résine fluide en fond de cavité⁶². Une étude menée par Hernandes & al⁶³ réalisée en 2014 a voulu comparer deux types de restaurations, un groupe où les cavités sont restaurées par l'intermédiaire de composite flow puis de composite conventionnel (F+C), et un groupe sans composite flow (C). Les résultats sont significatifs : Le groupe F+C montre une nette diminution des microleakages par rapport au groupe C. Ces conclusions s'expliquent par le module élastique plus faible du flow, qui subit une déformation élastique pour absorber et dissiper les contraintes.

Par ailleurs, avec l'avènement des composites Bulk type CBBI fluide, leur utilisation en fond de cavité réduit encore plus les stress engendrés par la polymérisation. Mais ils doivent impérativement être recouverts par un composite hybride pour rétablir les forces nécessaires à la mastication.

Le composite bulk ne montre pas de propriétés mécaniques plus satisfaisante que l'hybride et nous manquons surtout de recul clinique sur ce matériau.

Cependant, il ne faut pas oublier que le composite est un matériau exigeant dont les procédés de collage sont difficiles pour le praticien. Enfin, son coût est intéressant pour un travail quotidien.

Concernant les CVI ; le module d'élasticité du CVImar reste satisfaisant mais ses valeurs en compressions (120-200Mpa) et flexions (20-50 Mpa) ne le positionnent pas comme un matériau de choix pour le substitut dentinaire. Il n'est pas capable de suffisamment absorber les contraintes ni en postérieur, ni en antérieur. La longévité des restaurations au CVImar selon une étude de Mjör serait évaluée entre 3 et 5 ans. En tant que substitut dentinaire, les études mettent en évidence des propriétés mécaniques faibles entraînant la propagation de fissure au sein du matériau⁶⁴. Néanmoins, la combinaison d'un ciment verre ionomère surmonté d'une résine composite montre une diminution significative du stress lié aux contraintes de la polymérisation, une meilleure adaptation entre les interfaces et une augmentation de la stabilité cuspidienne.

Pour le CVIHV, les études rapportent que ses propriétés mécaniques sont bien supérieures au CVImar. Ce matériau pourrait être intéressant pour la reconstitution du noyau dentinaire. Cependant, aucune valeur sur le module d'élasticité n'a pu être trouvée et on ne peut donc pas se prononcer.

⁶² Ferracane, « Placing dental composites-a stressful experience ».

⁶³ Hernandes et al., « Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations ».

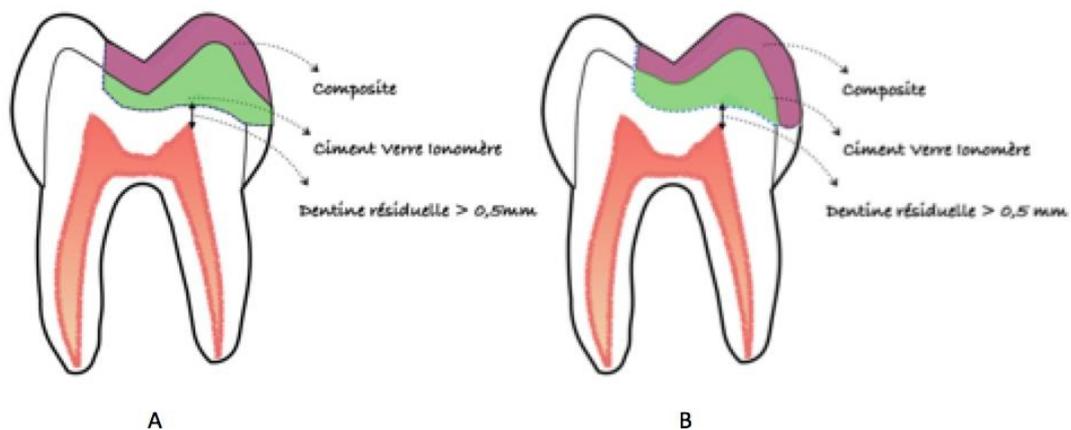
⁶⁴ Manhart, García-Godoy, et Hickel, « Direct posterior restorations : clinical results and new developments. »

L'utilisation du matériau est très facile et pratique. Il est peu exigeant et tolère l'humidité.

Le CVI s'utilise dans 3 situations : *Sandwich Ouvert et Sandwich fermé.*

Selon une étude de Magne publiée en 2016⁶⁵, l'utilisation d'un CVImar en tant que base dans une cavité large type MOD, sous un composite, engendre une réduction nette des stress liés à la polymérisation. Il s'en suit une baisse des sensibilités post-opératoires, une diminution des risques de « micro-leakages » et de déformation cuspidienne pouvant aller jusqu'à la fracture de l'organe dentaire. Dans le sandwich ouvert, le CVImar est exposé au niveau de la paroi proximal, il relargue du fluor et permet de limiter la déminéralisation⁶⁶. Dans le sandwich fermé, le substitut dentinaire CVImar est totalement confiné dans la restauration et n'est pas confronté à l'extérieur.

Figure 13 : 2 types d'utilisation du CVImar ou HV en tant que substitut dentinaire. Figure A : Sandwich ouvert, Figure B : Sandwich fermé.



Source : Auteur, 2018

Enfin, les biocéramiques ont des caractéristiques proches d'un substitut dentinaire biomimétique. Cependant, leur résistance à la flexion est faible et les rend fragile dans la masse et pour les parois

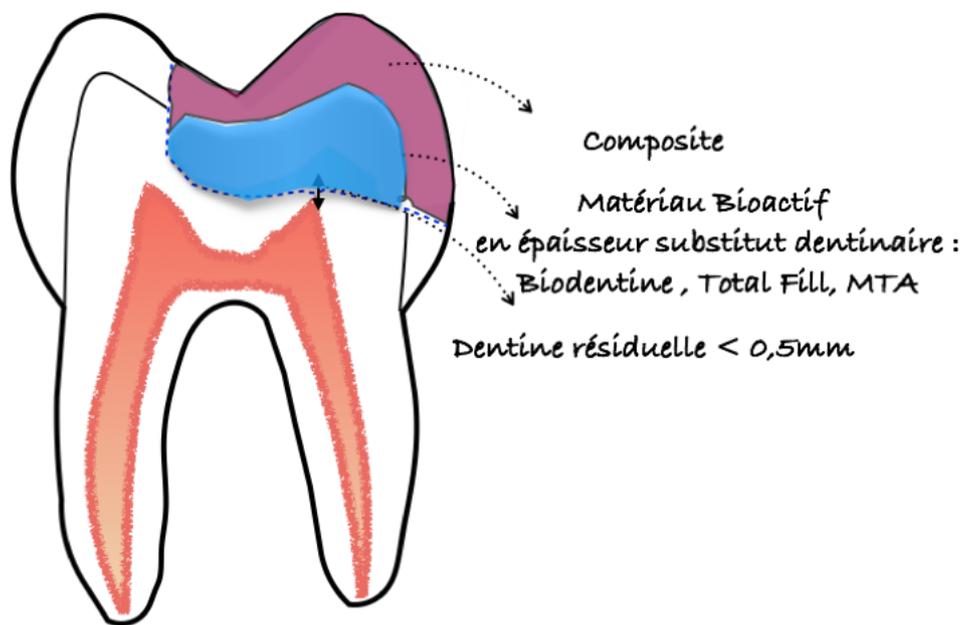
⁶⁵ Magne et al., « Fatigue resistance and crack propensity of novel “super-closed” sandwich composite resin restorations in large MOD defects ».

⁶⁶ Koubi et al., « Effect of dual cure composite as dentin substitute on the marginal integrity of class II open-sandwich restorations ».

restantes. De plus leurs coûts actuellement élevés les réservent à une utilisation orientée vers des situations où le potentiel biologique les rend indispensables.

Afin d'obtenir les meilleurs résultats en terme de propriétés mécaniques, Hashem DF et al. ont révélé l'intérêt de retarder la mise en place d'un composite sur la biodentine à 2 semaines. En effet, cette période laisserait le temps à la biodentine d'acquérir l'adhésion et les forces nécessaires pour supporter les forces compressives liées au composite⁶⁷.

Figure 14 : Utilisation de la Biodentine en tant que substitut dentinaire



Source : Auteur, 2018

⁶⁷ Kaur et al., « MTA versus Biodentine : review of literature with a comparative analysis ».

4.2 Situation clinique et application de l'analyse biomimétique

4.2.1 Cas clinique 1

Présentation clinique

Un patient se présente pour des sensibilités au froid et au chaud depuis quelques jours secteur 4. Cliniquement, 46 est très délabrée et nous sommes face à une cavité ICDAS 6. Le diagnostic pulpaire est réalisé, il s'agit d'une pulpite réversible.

Une approche conservative est indiquée. Lors du curetage carieux, une effraction pulpaire inférieure à 1mm2 n'a pas pu être évitée mais l'hémostase rapidement obtenue (photo A). Nous nous retrouvons dans une situation où :

- Le volume perdu est important
- Le complexe pulpo-dentinaire est affecté
- Les parois restantes sont fragilisées

Choix thérapeutique

Le volume perdu doit être comblé par un matériau dont les propriétés miment la dentine et l'émail afin que la structure puisse faire face aux forces externes.

Le complexe dentino pulpaire doit être protégé et le matériau doit pouvoir entraîner sa cicatrisation.

La Biodentine est le matériau choisi pour induire une cicatrisation pulpaire et occuper le volume interne détruit (photo B). Un matériau de restauration viendra ensuite restaurer en surface l'anatomie fonctionnelle de la dent, au plus proche des caractéristiques de l'émail (exemple : onlay céramique ou hybride) (photo C).

Figure 15 : Cas clinique 1 de mise en place de Biodentine sous un composite de restauration.



Photo A

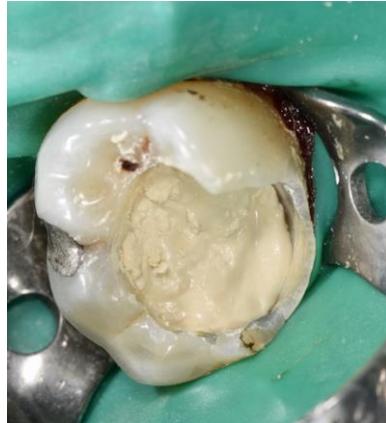


Photo B

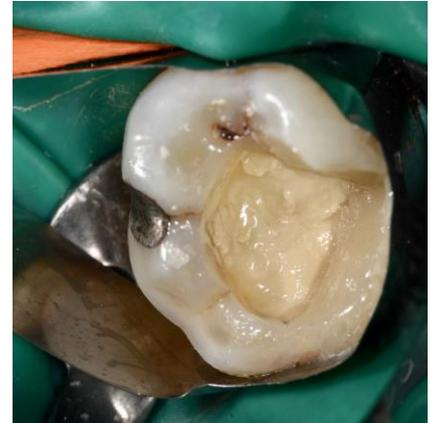


Photo C

Source : Auteur, 2017.

Recul clinique à 1 semaine

A t+7 jours, la patiente ne présente plus de sensibilités et la dent répond au test de vitalité pulpaire.

4.2.2 Cas clinique 2

Présentation clinique

Le patient présente un amalgame nocif sur 26 (photo A). Suite à la dépose de l'ancienne restauration, la dent fait apparaître plusieurs fêlures, des surfaces dentinaires sclérotiques et cariées et une proximité avec le complexe dentino-pulpaire (photo B).

Face à cette situation, après curetage minutieux des tissus (photo C):

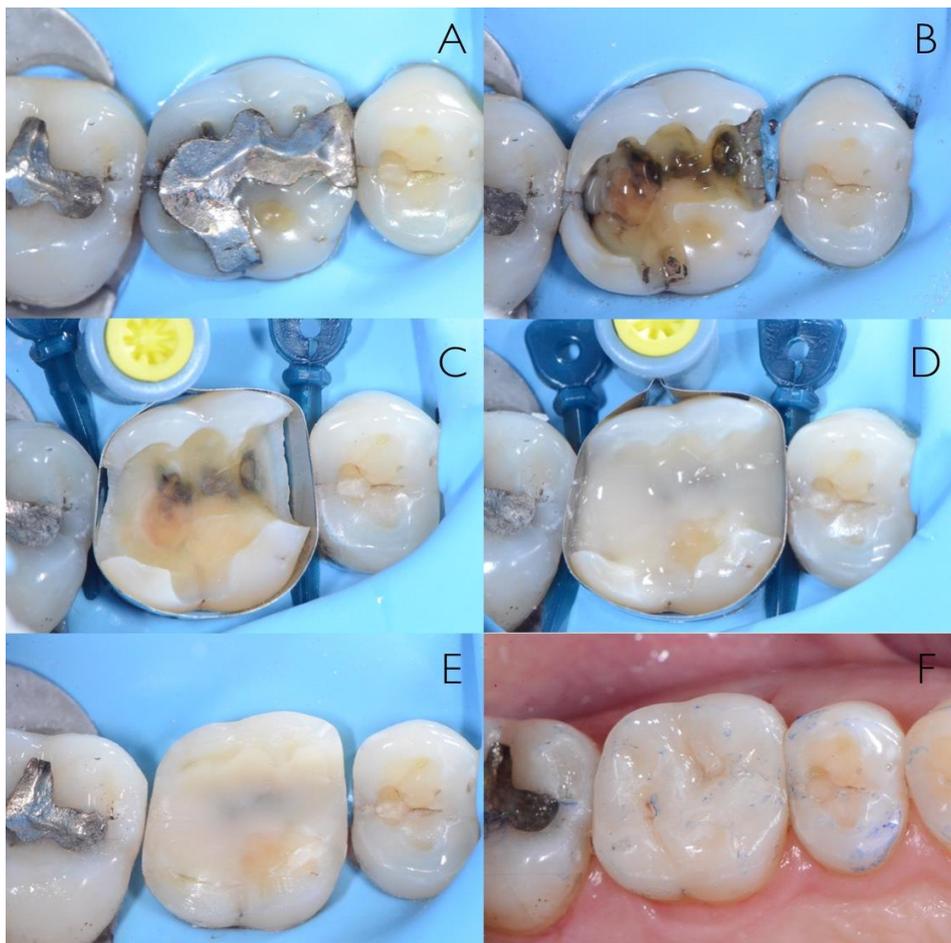
- Le volume perdu est important
- Les parois restantes sont fragilisées par la présence de fêlures et par leurs fines épaisseurs.
- Le complexe dentino-pulpaire est vulnérable mais non atteint et doit être protégé et étanchéifié.

Choix thérapeutique

Le diagnostic initial et la situation clinique ne placent pas l'enjeu biologique en premier plan. En effet, par l'absence de pathologies pulpaires, le raisonnement s'axe autour de l'aspect biomécanique de la future restauration.

Le volume dentinaire détruit est conséquent, les parois restantes sont fragilisées et non soutenues. Le choix du matériau est le composite (photo D) en tant que noyau dentinaire, pour restaurer les propriétés amortissantes d'origine, que l'amalgame ne faisait pas. Ce composite étanchéifie par la même occasion le complexe dentino pulpaire. Par la suite, un overlay en céramique Emax est réalisé pour reproduire la coque amélaire (photo F).

Figure 16 : Cas clinique 2, composite en tant que substitut dentinaire.



Source : Dr Decup, 2017.

4.2.3 Cas clinique 3

Présentation clinique

Un patient se présente en consultation pour des douleurs provoquées au froid, depuis 1 semaine secteur 3. A l'examen clinique, 37 est atteinte d'une lésion carieuse profonde et 36 d'une restauration nocive. Le diagnostic de pulpite réversible sur 37 est posé (photo A).

Lors curetage carieux de 37, une effraction pulpaire est inévitable et une pulpotomie partielle est réalisée (photo B). L'hémostase est rapidement obtenue, et l'aspect biologique de la situation devient primordial, afin de conserver la vitalité pulpaire.

La restauration nocive de 36 est déposée.

Face à cette situation

- 37 est biologiquement atteinte et vulnérable
- Le volume tissulaire de 37 s'est amoindri et les parois sont fragilisées
- 36 a subi une perte volumique modérée qui doit être comblée à nouveau.

Choix thérapeutique

Lors du curetage simultané des 2 dents, 37 a subi une pulpotomie partielle et 36 une dépose de sa restauration.

Pour 37, nous devons choisir un matériau capable d'induire une régénération pulpaire, de diminuer l'inflammation, et d'assurer une étanchéité du complexe. La Biodentine est choisie. Cependant, le résultat post-opératoire et la diminution des sensibilités ne sont pas toujours assurés et nous avons besoin d'un temps biologique qui nous permet ensuite de réévaluer la situation. La Biodentine est placée en une masse unique qui assure à la fois son rôle biologique et son rôle mécanique. Si le matériau fait son effet, un onlay céramique sera choisi dans un second temps pour compléter la restauration.

Pour 36, après avoir déposé la restauration, les parois distales restantes se trouvent fragilisées et le volume dentinaire perdu doit être comblé. Un onlay céramique est choisi, mais finalement réalisé en même temps que celui de 37. Nous devons alors choisir une restauration qui, à la fois temporisera la situation, et permettra de réaliser la préparation pour onlay. Un CVIHV est utilisé dans cette situation : l'apport de fluor du matériau, ses bonnes propriétés mécaniques et son absence de résine est un choix intéressant dans une situation à RCI élevé et où un noyau dentinaire doit être reconstruit en l'absence de pathologie pulpaire (photo C).

Lors réévaluation à 3 mois, la bonne réponse pulpaire de 37 au traitement permet d'envisager la phase de préparation pour onlay. Celle-ci se réalise à travers les matériaux, et les protocoles

d'immediate dentin sealing se font facilement sur ces matériaux, utilisés désormais comme substituts dentinaires (photo D). Des onlays céramiques sont collés pour reproduire la coque amélaire (photo F).

Figure 17 : Cas clinique 3 d'utilisation d'une biocéramique et d'un CVIHV en tant que substitut dentinaire



Source : Dr Decup, 2017.

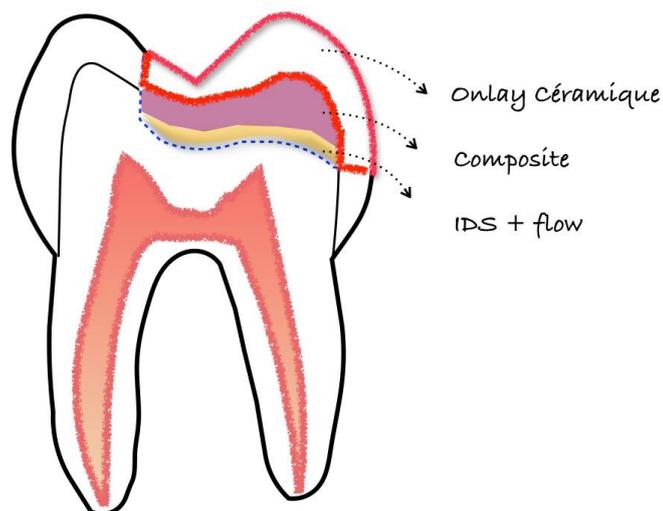
4.3 Choix de la globalité de la restauration

Même si la recherche d'un substitut dentinaire idéal et biomimétique est attractive les conditions complètes ne sont pas réunies actuellement. Cependant, nous pouvons réussir à nous rapprocher de la nature avec le panel de matériaux disponibles.

Faut-il absolument vouloir recréer un noyau dentinaire et une coque amélaire dans une approche biomimétique ? Pourrions-nous simplifier nos gestes par l'utilisation d'un seul matériau hybride, intermédiaire entre les deux tissus ?

Actuellement, l'approche la plus « biomimétique » suggère la mise en place d'un substitut le mieux adapté en tant que substrat dentinaire et d'une restauration substitut amélaire, la plus proche des caractéristiques de l'émail (restauration indirecte en céramique). On peut penser que le respect du gradient des caractéristiques physiques et biomécaniques de la dent (coque rigide sur noyau amortisseur de contraintes) soit le plus pérenne dans le temps, autant que la dent naturelle. Aujourd'hui, cette démarche relève du bon sens, sans être encore prouvée scientifiquement. Les inconvénients sont qu'elle nécessite plusieurs temps cliniques et des manipulations de différents matériaux.

Figure 18 : Mise place d'un substitut dentinaire type composite et d'une restauration indirecte en céramique.



Source : Auteur, 2018

D'autres hypothèses de traitement peuvent être envisagées comme les restaurations monobloc. En effet si les modules d'élasticités et les forces de ces matériaux se rapprochent de l'émail et de la dentine, il n'y en a aucun qui n'imitent parfaitement leur comportement synergique. La simplification du traitement par l'utilisation d'un seul matériau présente l'avantage de limiter les interfaces et la complexité de la restauration. Si nous devons inventer un matériau unique pour la totalité de la restauration, il devrait avoir le module d'élasticité de la dentine, une dureté comprise entre celle de l'émail et de la dentine, une résistance à la flexion et compression identique à la dentine et une usure semblable à l'émail.

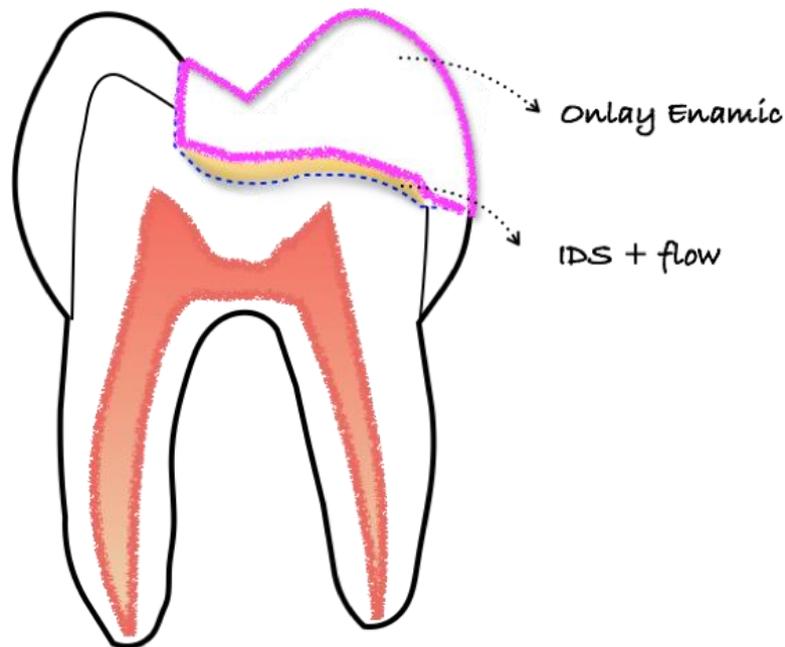
Ce matériau unique n'existe pas. Aujourd'hui il faut donc faire un choix entre un matériau proche des caractéristiques de la dentine (composite), proche des caractéristiques de l'émail (céramique), ou intermédiaire (hybride).

Si le choix se porte vers le composite, les caractéristiques biomécaniques seront adaptées sauf concernant la dureté, la résistance à l'usure et à la bio corrosion. Ceci pose un problème de durabilité du traitement.

Si le choix se porte vers la céramique, l'occupation en profondeur du volume dentinaire à compenser générera des contraintes internes. En terme de mécanique : le module d'élasticité (95Gpa), les forces compressives, les forces de flexion (360Mpa) et de cisaillement d'une céramique type Emax risquent de produire des fêlures si la restauration se place en profondeur. Ceci pose un problème de risque de fracture de tissus dentaires ou de vieillissement prématuré du joint dent/restauration.

La solution peut se trouver dans l'utilisation d'un matériau intermédiaire. Les données actuelles mettent en avant un matériau usinable « résine infiltrée de particules de céramique », communément connu sous le nom « Enamic» utilisé en mono bloc.

Figure 19 : Modélisation d'une restauration indirecte monobloc en Enamic



Source : Auteur, 2018

Une étude⁶⁸ de Lawson et al. montre que l'infiltration de céramique dans la résine induit une augmentation significative de la résistance à la flexion, une diminution du module d'élasticité et du risque de propagation de fissures. En effet, le module de ces matériaux est évalué à 30 Gpa et sa force de flexion à 150 Mpa sans atteindre le module d'élasticité de l'émail. Le manque de recul clinique et d'évaluation à long terme nous empêche de le comparer aux solutions biomimétiques.

En conclusion, il n'y a pas de propositions idéales et aucune étude comparant les restaurations partielles monoblocs, d'overlays recouvrant le noyau dentinaire en parti reconstruit par le substitut dentinaire, ne permet de guider notre choix. Cette absence de données nous empêche de conclure sur la supériorité d'une stratégie.

Sur la dent dépulpée, la couronne monobloc avec ancrage intra-camérale a été proposée. Le matériau le plus adapté, évalué selon Magne⁶⁹ est le composite, ce qui confirme le raisonnement biomimétique sans résoudre le problème de la pérennité. Pour cette raison, la reconstruction biomimétique avec un substitut du noyau dentinaire et une coque amélaire reste la solution la plus logique cliniquement.

⁶⁸ Lawson, Bansal, et Burgess, « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ».

⁶⁹ Magne et Knezevic, « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ».

Conclusion

Il apparaît qu'aucun matériau ne respecte véritablement de manière uniforme toutes les situations données. Par l'intermédiaire de ces recherches, un problème se pose : Nous devons à chaque fois, dissocier notre réflexion entre un choix biologique et un choix mécanique. Les biocéramiques sont à privilégier dans les situations où la santé pulpaire est engagée. Les composites sont les matériaux les mieux adaptés mécaniquement. Les CVI HV présentent aussi de bonnes caractéristiques mais insuffisamment évaluées.

La pertinence de l'utilisation même d'un substitut dentinaire distinct d'un substitut amélaire est une approche cliniquement acceptable, raisonnable et logique dans la recherche de traitements biomimétiques.

Elle doit être comparée au recours à des matériaux hybrides en développement qui semble être d'utilisation simplifiée. Des études d'évaluation clinique devront guider nos futurs choix.

Bibliographie

About, I. « Biodentine : from biochemical and bioactive properties to clinical applications. » *Giornale italiano di endodonzia* 30, n° 2 (2016): 81- 88.

<https://doi.org/10.1016/j.gien.2016.09.002>.

Arola, D., J. Ivancik, H. Majd, A. Fouad, D. Bajaj, X. Zhang, et N. Eidelman. « Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin ». *Endodontic topics* 20, n° 1 (2009): 30- 51. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00267.x>.

Attal, J.-P., et Société francophone de biomatériaux dentaires. « Les ciments verres ionomères (CVI) ». Université numérique des sciences odontologiques francophones, 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): E5. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.57>.

Bazos, P., et P. Magne. « Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis ». *European journal of esthetic dentistry* 6, n° 1 (2011): 8- 19.

Berg, J. H., et T. P. Croll. « Glass ionomer restorative cement systems : an update ». *Pediatric dentistry* 37, n° 2 (2015): 116- 24.

Blavignac, A. « Les composites Bulk : revue de littérature ». Thèse d'exercice, Université Paris Descartes, 2014.

Camilleri, J. « Investigation of biodentine as dentine replacement material ». *Journal of dentistry* 41, n° 7 (2013): 600- 610. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.05.003>.

———. « The chemical composition of mineral trioxide aggregate ». *Journal of conservative dentistry* 11, n° 4 (2008): 141- 43. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.48834>.

Chang, S. W., S. Y. Lee, S. K. Kang, K. Y. Kum, et E. C. Kim. « In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers : Sealapex, Sankin Apatite Root Sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP Root Canal Sealer ». *Journal of endodontics* 40, n° 10 (2014): 1642- 48. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.04.006>.

Croll, T. P., et E. J. Swift. « Tissue-specific, biomimetic, direct-application tooth repair ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 25, n° 3 (2013): 156- 58.

<https://doi.org/10.1111/jerd.12036>.

Davidson, C. L. « Glass ionomer cement, an intelligent material ». *Bulletin du groupement international pour la recherche scientifique en stomatologie & odontologie* 40, n° 1 (1998): 38- 42.

Decup, F., F. Chemla, et A. Epailard. « Remplacement des restaurations à l'amalgame : approche systématique de préparation tissulaire. » *Clinic* 38, n° 354 (2017): 105- 12.

Decup, F., et C. Gaucher. « Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes ». *Réalités cliniques* 25, n° 4 (2014): 279- 87.

Dursun, E., et J.-P. Attal. « Panorama des indications des CVIMAR en odontologie. » *Clinic* 36, n° 339 (2015): 1- 8.

Dursun, E., J.P. Attal, et E. Savard. « Les ciments verres ionomères à haute viscosité ». *Clinic*, n° 37 (2016): 293- 96.

Eley, B. M. *The future of dental amalgam : a review of literature*. London: British Dental Association, 1998.

Ferracane, J. L. « Placing dental composites-a stressful experience ». *Operative dentistry* 33, n° 3 (2008): 247- 57. <https://doi.org/10.2341/07-BL2>.

Forsten, L. « Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect ». *Biomaterials* 19, n° 6 (1998): 503- 8. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00130-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00130-0).

Hafshejani, T. M., A. Zamanian, J. Venugopal, Z. Rezvani, F. Sefat, M. Saeb, H. Vahabi, P. Zarrintaj, et M. Mozafari. « Antibacterial glass-ionomer cement restorative materials : a critical review on the current status of extended release formulations ». *Journal of controlled release* 262 (2017): 317- 28. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2017.07.041>.

Hernandes, N. M. A. P., A. Catelan, G. P. Soares, G. M. B. Ambrosano, D. A. N. L. Lima, G. M. Marchi, L. R. M. Martins, et F. H. B. Aguiar. « Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations ». *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 5, n° 4 (2014): 283- 88. <https://doi.org/10.1111/jicd.12058>.

Ilie, N., S. Bucuta, et M. Draenert. « Bulk-fill resin-based composites : an in vitro assessment of their mechanical performance. » *Operative dentistry* 38, n° 6 (2013): 618- 25. <https://doi.org/10.2341/12-395-L>.

Imbeni, V., J. J. Kruzic, G. W. Marshall, S. J. Marshall, et R. O. Ritchie. « The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth ». *Nature materials* 4 (2005): 229- 32. <https://doi.org/10.1038/nmat1323>.

Kaisarly, D., et M. Gezawi. « Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites : a litterature review ». *Odontology* 104, n° 3 (2016): 257- 70. <https://doi.org/10.1007/s10266-016-0264-3>.

Katsuyama, S., T. Ishikawa, et B. Fujii, éd. *Glass ionomer dental cement : the materials and their clinical use*. St Louis: Ishiyaku EuroAmerica Inc, 1993.

Kaur, M., H. Singh, J.S. 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-ZG05. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/25840.10374>.

Koubi, S., H. Elmerini, G. Koubi, H. Tassery, et J. Camps. « Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations ». *International journal of dentistry*, 2012, 105863. <https://doi.org/10.1155/2012/105863>.

Koubi, S., A. Raskin, J. Dejou, I. About, H. Tassery, J. Camps, et J.-P. Proust. « Effect of dual cure composite as dentin substitute on the marginal integrity of class II open-sandwich restorations ». *Operative dentistry* 35, n° 2 (2010): 165- 71. <https://doi.org/10.2341/08-104-L>.

Lasfargues, J.-J., et P. Colon. *Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1, Une approche médicale globale*. Rueil-Malmaison: Editions CdP, 2010.

Lawson, N. C., R. Bansal, et J. O. Burgess. « Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials ». *Dental materials* 32, n° 11 (2016): 275- 83. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>.

Leprince, J., G. Leloup, J. Vreven, P. Weiss, et A. Raskin. « Polymères et résines composites ». *EMC Médecine buccale*. 28-405-C-10. Elsevier Masson, 2010. <http://www.em-premium.com/article/276516?redirectTo=EM>.

Magne, P., et A. Knezevic. « Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars ». *Quintessence international* 40, n° 9 (2009): 729- 37.

Magne, P., S. Silva, M. de Andrada, et H. Maia. « Fatigue resistance and crack propensity of novel “super-closed” sandwich composite resin restorations in large MOD defects ». *International journal of esthetic dentistry* 11, n° 1 (2016): 82- 97.

Mandava, J., D. Vegesna, R. Ravi, M. Boddeda, L. Uppalapati, et M. Ghazanfaruddin. « Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin ». *Journal of clinical and experimental dentistry* 9, n° 8 (2017): 1023- 28.
<https://doi.org/10.4317/jced.53965>.

Manhart, J., F. García-Godoy, et R. Hickel. « Direct posterior restorations : clinical results and new developments. » *Dental clinics of North America* 46, n° 2 (2002): 303- 39.
[https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(01\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(01)00010-6).

Mitsuhashi, A., K. Hanaoka, et T. Teranaka. « Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials : effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness ». *Dental materials* 19, n° 8 (2003): 747- 57.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00022-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00022-8).

Moreira da Silva, E., G. O. Dos Santos, J. G. A. Guimarães, A. A. L. Barcellos, et E. M. Sampaio. « The influence of c-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations ». *Operative dentistry* 32, n° 4 (2007): 356- 62.
<https://doi.org/10.2341/06-104>.

Najeeb, S., Z. Khurshid, M. Zafar, A. Khan, S. Zohaib, J. M. Martí, S. Sauro, J. Matinlinna, et I. Rehman. « Modifications in glass ionomer cements : nano-sized fillers and bioactive nanoceramics ». *International journal of molecular sciences* 17, n° 7 (2016).
<https://doi.org/10.3390/ijms17071134>.

Ngo, H., G. J. Mount, et M. C. Peters. « A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique ». *Quintessence international* 28, n° 1 (1997): 63- 69.

Nicholson, J. W. « Chemistry of glass-ionomer cements : a review ». *Biomaterials* 19, n° 6 (1998): 485- 94.

Nicholson, J. W., et B. Czarnecka. « The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry ». *Dental materials* 24, n° 12 (2008): 1702- 8.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.005>.

Nóbrega Cavalcanti, A., F. Hiroyuki Ogata Mitsui, A. Fonseca de Lima, P. Mathias, et G. M. Marchi. « Evaluation of dentin hardness and bond strength at different walls of class II preparations ». *Journal of adhesive dentistry* 12, n° 3 (2010): 183- 88.

<https://doi.org/10.3290/j.jad.a17524>.

O'Brien, W. J. *Dental materials and their selection*. 4th ed. Chicago : Quintessence Publishing Co Inc, 2008.

Parirokh, M., et M. Torabinejad. « Mineral trioxide aggregate : a comprehensive literature review. Part I, Chemical, physical, and antibacterial properties ». *Journal of endodontics* 36, n° 1 (2010): 16- 27. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.006>.

Ritter, A. V., et E. J. Swift. « Current restorative concepts of pulp protection ». *Endodontic topics* 5, n° 1 (2003): 41- 48. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2003.00022.x>.

Rodrigues, S. A., C. H. Zanchi, R. Varella de Carvalho, et F. F. Demarco. « Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites ». *Brazilian oral research* 21, n° 1 (2007): 16- 21. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242007000100003>.

Schneider, L. J., L. M. Cavalcante, et N. Silikas. « Shrinkage stresses generated during resin-composite applications : a review ». *Journal of dental biomechanics*, 2010, 131630. <https://doi.org/10.4061/2010/131630>.

Sidhu, S. K., et J. W. Nicholson. « A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry ». *Journal of functional biomaterials* 7, n° 3 (2016): 16.

<https://doi.org/10.3390/jfb7030016>.

Simon, S. R. J., A. Berdal, P. R. Cooper, P. J. Lumley, P. I. Tomson, et A. J. Smith. « Dentin-pulp complex regeneration : from lab to clinic ». *Advances in dental research* 23, n° 3 (2011): 340- 45. <https://doi.org/10.1177/0022034511405327>.

Smith, A. J., P. E. Murray, et P. J. Lumley. « Preserving the vital pulp in operative dentistry: a biological approach. » *Dental update* 29, n° 2 (2002): 64- 69.

St John, K. R. « Biocompatibility of dental materials ». *Dental clinics of North America* 51, n° 3 (2007): 747- 760. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.003>.

Veneziani, M. « Ceramic laminate veneers : clinical procedures with a multidisciplinary approach. » *The international journal of esthetic dentistry* 12, n° 4 (2017): 426-447.

Wang, Z. « Bioceramic materials in endodontics ». *Endodontic topics* 32, n° 1 (2015): 3- 30. <https://doi.org/10.1111/etp.12075>.

Xie, D., W. A. Brantley, B. M. Culbertson, et G. Wang. « Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements ». *Dental materials* 16, n° 2 (2000): 129- 38.

Yasuda, G., H. Inage, T. Takamizawa, H. Kurokawa, A. Rikuta, et M. Miyazaki. « Determination of elastic modulus of demineralized resin-infiltrated dentin by self-etch adhesives ». *European journal of oral sciences* 115, n° 1 (2007): 87- 91.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00425.x>.

Table des figures

Figure 1 : Coupe de prémolaire au ME réalisée au laboratoire Paris Descartes.....	5
Figure 2 : Coupe axiale d'une prémolaire réalisée au laboratoire de biomatériaux de la faculté Paris Descartes présentant les différentes structures internes de la dent.....	5
Figure 3 : Schéma d'une coupe dentinaire.....	7
Figure 4 : Coupe histologique issue d'un MEB, montrant l'inhibition de la propagation des fissures à partir de la jonction amélo-dentinaire	11
Figure 5 : Organigramme des propriétés des matériaux	14
Figure 6 : Zone d'échange ionique entre un CVImar et une surface dentaire	21
Figure 7 : Protocoles proposés pour le CBR Beautiful-Bulk Restorative et le CBBI Beautiful Bulk Flowable	26
Figure 8 : Vue au microscope électronique de l'ancrage de la biodentine au sein des tubulis	30
Figure 9 : Espace entre un ciment classique et la dentine	31
Figure 10 : Espace entre le total FILL et la dentine	31
Figure 11 : Evolution des résistances à la compression de la biodentine, FujiX et MTA	32
Figure 12 : Hiérarchies des propriétés mécaniques principales étudiés des substituts dentinaires	42
Figure 13 : 2 types d'utilisation du CVImar ou HV en tant que substitut dentinaire. Figure A : Sandwich ouvert, Figure B : Sandwich fermé.	45
Figure 14 : Utilisation de la Biodentine en tant que substitut dentinaire.....	46
Figure 15 : Cas clinique 1 de mise en place de Biodentine sous un composite de restauration.	48
Figure 16 : Cas clinique 2, composite en tant que substitut dentinaire.	49
Figure 17 : Cas clinique 3 d'utilisation d'une biocéramique et d'un CVIHV en tant que substitut dentinaire	51
Figure 18 : Mise place d'un substitut dentinaire type composite et d'une restauration indirecte en céramique.....	52
Figure 19 : Modélisation d'une restauration indirecte monobloc en Enamic	54

Table des tableaux

Tableau 1 : Propriétés mécaniques comparées de la dentine et email.....	9
Tableau 2 : Propriétés physiques comparées de la dentine et de l'émail sain	10
Tableau 3 : Propriétés mécaniques comparées de la dentine, du CVImar et du CVI HV	23
Tableau 4 : Propriétés physiques comparées du CVImar et de la dentine	23
Tableau 5 : Tableau des propriétés mécaniques comparées de la dentine, des composites hybrides et des bulk.	27
Tableau 6 : Tableau des propriétés physiques comparées de la dentine et du composite	28
Tableau 7 : Tableau des propriétés mécaniques des silicate tricalciques, biocéramiques et dentine .	33
Tableau 8 : Tableau comparatif des propriétés mécaniques des alliages non précieux et précieux et de la dentine.....	35
Tableau 9 : Tableau comparatif des propriétés physiques de l'amalgame et de la dentine	36
Tableau 10 : Tableau récapitulatif des propriétés biomécaniques et biologiques de plusieurs matériaux étudiés.....	37

Vu, le Directeur de thèse

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

Docteur Franck DECUP

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes

Professeur Frédéric DARDEL

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Substitut dentinaire : existe-t-il un matériau biomimétique ?

Résumé :

Les nouvelles approches en dentisterie conservatrice nous poussent toujours à préserver les tissus et à rendre à la dent les propriétés qu'elle a perdues. Face à une cavité volumineuse où le tissu dentinaire est détruit, nous devons choisir un matériau capable de le substituer afin de rendre à l'organe dentaire ses propriétés biologiques et biomécaniques. Plusieurs matériaux : famille des composites, CVI et silicates tricalciques, utilisés dans les pratiques courantes sont décrits lors de leurs utilisations en tant que noyau dentinaire. Une approche biologique et biomécanique est détaillée. Enfin, afin de mimer au mieux l'organe dentaire, nous nous sommes intéressés à sa restauration, logiquement réalisée par un substitut dentinaire puis un substrat amélaire ou bien par une technique monobloc, et de leurs répercussions sur la dent.

Discipline :

Matériaux dentaires

Mots clés fMesh et Rameau :

Matériaux dentaires -- Dissertations universitaires ; Matériaux biomimétiques -- Dissertations universitaires ; Odontostomatologie conservatrice -- Thèses et écrits académiques ; Dentine -- Thèses et écrits académiques

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