

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2011

N° 036D:

RESTAURATIONS ADHESIVES ET PROTECTIONS PULPAIRES.

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

*présentée
et soutenue publiquement par*

Mlle MEHU Marine

Née le 01.03.1985

Le 30 Septembre 2011 devant le jury ci-dessous

Président : Mme le Professeur Brigitte ALLIOT-LICHT

Assesseur : M. le Professeur Alain JEAN

Assesseur : Mme le Docteur Isabelle HYON-ROY

Directeur de thèse : M. le Docteur Dominique MARION

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

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	Erreur ! Signet non défini.
TABLE DES MATIERES	3
INTRODUCTION	6
1 LES AGRESSIONS DU COMPLEXE DENTINO-PULPAIRE	8
1.1 LA PERMEABILITE DENTINAIRE	8
1.2 LES AGRESSIONS PHYSIOLOGIQUES	11
1.2.1 D'origine systémique	11
1.2.2 D'origine bactérienne.....	11
1.2.3 D'origine traumatique	11
1.3 LES AGRESSIONS IATROGENES	12
1.3.1 Lors de la recherche du diagnostic.....	12
1.3.2 Lors de la technique opératoire	12
1.3.3 Liées aux matériaux d'obturation.....	15
1.4 LES AGRESSIONS QUOTIDIENNES.....	17
2 LES MATÉRIAUX ADHÉSIFS DE RESTAURATION CORONAIRE	18
2.1 LES CIMENTS VERRE-IONOMERES.....	18
2.1.1 Définition	18
2.1.2 Composition	18
2.1.3 Réaction de prise	19
2.2 LES COMPOSITES	21
2.2.1 Définition	21
2.2.2 Composition	21
2.2.3 Réaction de polymérisation	26
2.3 LES SYSTEMES ADHESIFS.....	27
2.3.1 Définition.....	27
2.3.2 Les différents produits nécessaires à l'adhésion en odontologie.....	29
3 LES MATERIAUX ET TECHNIQUES DE PROTECTION PULPAIRE	32
3.1 LES CYANOACRYLATES	32
3.1.1 Définition	32
3.1.2 Propriétés	33
3.2 LES SOLUTIONS A BASE DE GLUTARALDEHYDE	35
3.2.1 Définition	35
3.2.2 Propriétés	35
3.2.3 Applications cliniques.....	36

3.3	LES VERNIS	37
3.3.1	Définition	37
3.3.2	Propriétés	37
3.4	LES LINERS.....	39
3.4.1	Définition	39
3.4.2	Propriétés	39
3.4.3	Applications cliniques.....	40
3.5	L'OXYDE DE ZINC	41
3.5.1	Composition	41
3.5.2	La réaction de prise	41
3.5.3	Propriétés	42
3.5.4	Les produits à l'oxyde de zinc améliorés	44
3.5.5	Applications cliniques.....	44
3.6	LES CIMENTS A BASE D'HYDROXYDE DE CALCIUM	45
3.6.1	Composition	45
3.6.2	Réaction de prise	45
3.6.3	Propriétés	46
3.6.4	Applications cliniques.....	49
3.7	LES CIMENTS VERRES IONOMERES	51
3.7.1	Propriétés	51
3.7.2	Les CVI améliorés.....	54
3.7.3	Applications cliniques.....	57
3.8	LES CIMENTS A BASE DE CHLORURE DE CALCIUM ET DE SILICATE TRICALCIQUE : LA BIODENTINE® (SEPTODONT).	59
3.8.1	Composition	59
3.8.2	Réaction de prise	59
3.8.3	Propriétés	60
3.8.4	Applications cliniques.....	63
3.9	LES MATERIAUX COMPOSITES ET LEUR SYSTEMES ADHESIFS	64
3.9.1	Propriétés	64
3.9.2	Les résines composites modifiées (les compomères).....	68
3.9.3	Les systèmes adhésifs	69
	TABLEAU RÉCAPITULATIF DES FONDS PROTECTEURS ETUDIES.....	75
	CONCLUSION.....	76
	LEXIQUE DES ABREVIATIONS.....	77
	TABLE DES ILLUSTRATIONS	78
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	80

INTRODUCTION

En cabinet dentaire d'omni pratique, la majorité des actes réalisés sont des soins conservateurs. Le but de ces derniers est de redonner à la dent lésée sa forme, sa fonction et son esthétisme. Beaucoup de praticiens dévitalisent dès qu'ils constatent une lésion carieuse avec proximité pulpaire, alors même que l'inflammation pulpaire est réversible (catégorie I et II de Baume). Dévitaliser une dent n'est pas sans risque : fracture dentaire, bris d'instrument, infection, réalisation de faux canaux, nécessité de couronner, etc.

Afin de conserver la dent vivante le plus longtemps possible, on applique des matériaux dits « fonds protecteurs » au contact de la dentine à proximité de la pulpe, sous la restauration. Ces matériaux vont soit isoler la pulpe, soit permettre l'activation de la dentinogenèse. (80) Ce travail cherche à faire le point sur les connaissances actuelles de certains de ces produits utilisés comme protection pulpaire. Nous allons donc étudier la nature, les caractéristiques, les avantages et les inconvénients de leur utilisation en dentisterie, de grandes catégories de fonds protecteurs : les cyanoacrylates, les solutions à base de glutaraldéhyde, les vernis et liners, les ciments à base d'oxyde de zinc, les ciments à base d'hydroxyde de calcium, les ciments verres ionomères, les ciments à base de chlorure de calcium et de silicate tricalcique et enfin, les systèmes adhésifs et les résines composites.

Pour isoler le complexe dentino-pulpaire et/ou activer la dentinogenèse, ces matériaux doivent répondre aux caractéristiques suivantes :

- être biocompatibles,
- diffuser au sein des tubuli,
- mais ne pas irriter la pulpe,
- protéger thermiquement et chimiquement la pulpe,
- permettre la minéralisation de la dentine,
- favoriser la dentinogenèse,
- être résistants aux fluides buccaux et aux contraintes mécaniques que subit la cavité buccale,
- être adhérent à la dentine,
- assurer une étanchéité,
- avoir toutes ces propriétés malgré une épaisseur faible,
- ne pas avoir d'action sur le matériau d'obturation coronaire,
- être faciles d'utilisation et de stockage. (37)

Mais, pour que le complexe dentino-pulpaire cicatrise, la simple apposition d'un pansement n'est pas suffisante. Sa cicatrisation dépendra également des caractéristiques de l'agression (sa durée, son intensité, sa nature), de l'état de santé de la pulpe et de son pouvoir de réparation, ainsi que de la technique opératoire utilisée afin de protéger le complexe dentino-pulpaire. (20 ; 36 ; 37)

Nous verrons donc dans un premier temps, les différents types d'agressions que peut subir le complexe dentino-pulpaire et comment diminuer ou éviter celles d'origine iatrogènes. Nous pourrions ainsi, dans un deuxième temps, étudier succinctement les différents types de restaurations adhésives, leurs compositions et leurs réactions de prise. Nous nous limiterons aux différents types de restaurations adhésives plastiques, et nous exclurons celles qui nécessitent l'intervention d'un prothésiste. Enfin, dans un troisième temps, nous exposerons les différents matériaux utilisés comme protection physico-chimique : leurs caractéristiques et leurs indications.

1 LES AGRESSIONS DU COMPLEXE DENTINO-PULPAIRE

Avant d'analyser les différentes agressions que peut subir le complexe dentino-pulpaire, rappelons quelques données sur sa perméabilité.

1.1 LA PERMEABILITE DENTINAIRE

La dentine étant traversée de part en part par des canalicules richement hydratés, elle est donc un tissu perméable aux acides et enzymes bactériens, ainsi qu'aux molécules libérées par les produits de restauration.

Cette perméabilité dépend du nombre de tubules exposés, de leur diamètre et de l'épaisseur de dentine résiduelle. (90) Le nombre de tubules et leur diamètre varie suivant leur localisation. On peut considérer qu'une cavité profonde, où ne persiste que 0,5 mm d'épaisseur de dentine résiduelle (EDR), a une communication avec la pulpe similaire à une exposition pulpaire, de par le nombre, la taille et l'ouverture de ses tubuli. (37)

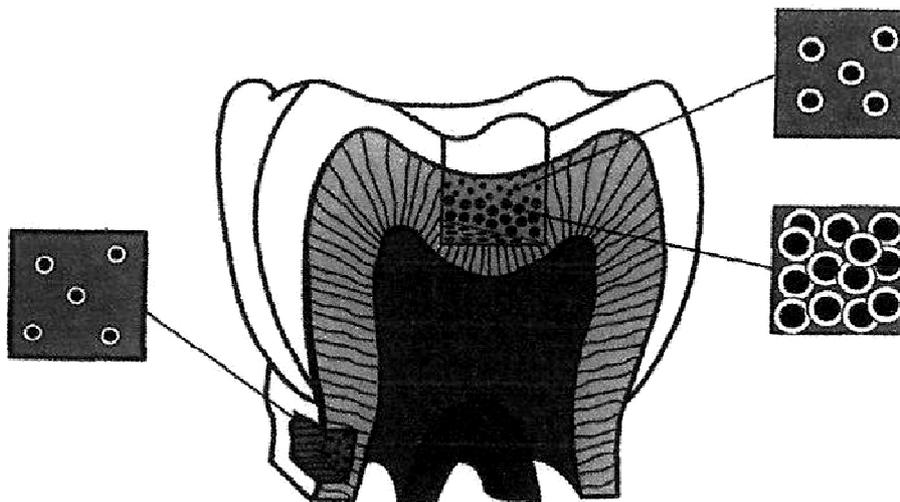


Figure 1. Représentation schématique de préparations cavitaires montrant la densité et le diamètre des tubuli dentinaires au niveau superficiel et profond en coronaire ainsi qu'au niveau radiculaire. D'après PASHLEY DH. (1996)

La perméabilité dentinaire diminue par fermeture progressive des tubules, liée à l'apposition constante de dentine péri-tubulaire : c'est ce qu'on appelle la dentine sclérotique. C'est une réaction de défense de l'organe dentaire. (37 ; 51) Les tubules peuvent également être obturés par précipitation d'éléments cellulaires dérivant des odontoblastes, mais aussi par précipitation d'ions libérés lors de la destruction des tissus dentaires par les bactéries. C'est une réaction de défense de la dent créant ainsi de véritables bouchons minéralisés, imperméables aux bactéries. (90 ; 100)

La sénescence du complexe dentino-pulpaire diminue également la perméabilité dentinaire. Elle est caractérisée par la réduction du volume pulpaire, l'activité et le nombre des odontoblastes, une diminution de la vascularisation, l'apparition de calcifications, et la fibrose de la pulpe. Mais les réactions de défense sont également ralenties. (37)

La perméabilité dentinaire correspond à des mouvements de la dentine vers la pulpe, mais également de la pulpe vers la dentine. Différents facteurs sont en balance et font passer ces courants liquidiens dans un sens ou dans un autre. (37) La présence de boue dentinaire, l'épaisseur de dentine résiduelle, les molécules de haut poids moléculaire ainsi que la localisation, et la dimension de la surface dentinaire vont ralentir les mouvements liquidiens vers la pulpe. En revanche, la pression appliquée sur la dentine, la pression liquidienne (lors d'une inflammation par exemple), le nombre de capillaires, la localisation vont favoriser les mouvements liquidiens vers la pulpe. (90) La boue dentinaire peut donc être considérée comme une première ligne de défense de la pulpe. (36 ; 90 ; 91)

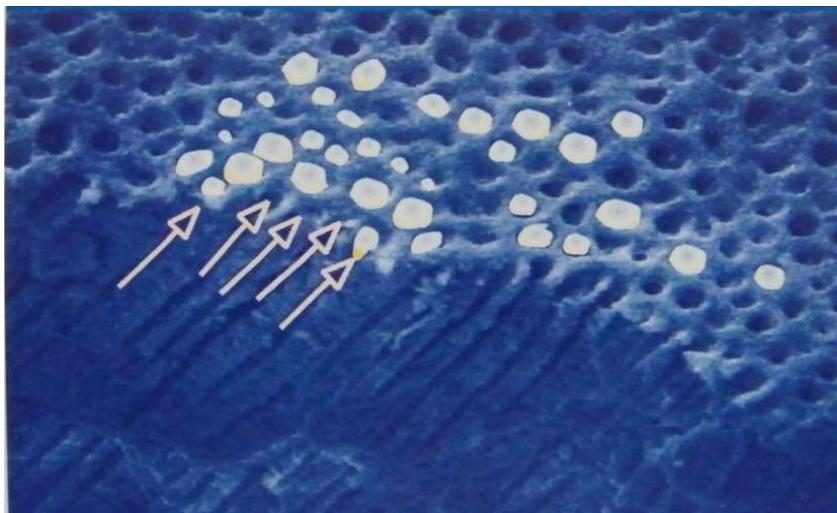


Figure 2. Suintement d'eau dans les tubules dentinaires. D'après PASHLEY DH. (1996)

Cette perméabilité est utilisée pour faire réagir la pulpe et activer la formation de dentine tertiaire, grâce aux ciments à base d'hydroxyde de calcium, aux CVI, ... Mais pourquoi pas, dans l'avenir, par diffusion de facteurs de croissance comme l'OP-1 (ostéoprotégérine) (90) ou le TGF- β ? (43)

Ces mouvements liquidiens seraient également responsables de l'activation de fibres nerveuses intra tubulaires, et donc de la sensation douloureuse lors d'une inflammation pulpaire. (13 ; 54)

Les matériaux acides appliqués sur la dentine tels que les CVI, ou les gels de mordantage, sont hypertoniques et engendrent la fuite osmotique de fluide transdentinaire. Cela peut engendrer des douleurs passagères post opératoires. (90)

1.2 LES AGRESSIONS PHYSIOLOGIQUES

1.2.1 D'ORIGINE SYSTEMIQUE

Toutes les pathologies qui engendrent une baisse des moyens de défense de l'organisme, engendrent également une baisse du pouvoir réparateur de la pulpe. Rappelons ici les plus communes :

- les troubles endocriniens tels que le diabète,
- les néphropathies,
- les carences en vitamines A et/ou D,
- les immunodéficiences. (90)

1.2.2 D'ORIGINE BACTERIENNE

Les bactéries détruisent les tissus dentaires par la sécrétion d'acides, d'enzymes protéolytiques et de toxines, ainsi que par leur pouvoir de fixation, de pénétration, et de multiplication. Elles détruisent d'abord, à distance, les odontoblastes par leurs produits de sécrétion qui se retrouvent en contact avec les prolongements odontoblastiques situés dans les canalicules. Puis elles déminéralisent les structures et créent ainsi des cavités. (51 ; 90)

Pour se défendre, la dent modifie sa structure dentinaire, alors même que les bactéries sont à distance de la pulpe. Les tubules vont soit se fermer par précipitation des ions libérés lors de la déminéralisation, soit par augmentation de la dentine péri-tubulaire : c'est la sclérodentine ou couche translucide. Cette réaction de défense ne se fait que lors de caries à évolution lente. (48 ; 50 ; 51)

1.2.3 D'ORIGINE TRAUMATIQUE

Les chocs appliqués sur une dent, qu'ils soient liés à une chute ou à un geste iatrogène, peuvent léser le paquet vasculo-nerveux pulpaire et ainsi engendrer : (94)

- des calcifications pulpaire,
- la nécrose pulpaire sans possibilité de réparation.

Ces chocs peuvent aussi provoquer une fracture : (94)

- amélo-dentinaire : les prolongements odontoblastiques sont mis à nu. On peut parler d'exposition pulpaire à distance.
- pulpo-dentinaire : la pulpe est directement exposée.

1.3 LES AGRESSIONS IATROGENES

Afin de traiter la lésion carieuse, le chirurgien dentiste n'a comme unique possibilité que de faire réagir la pulpe pour diagnostiquer le degré de l'atteinte, puis d'avoir recours à des techniques invasives afin de cureter la lésion. La plaie, et donc l'agression qui en résulte, sont donc liées à la carie ainsi qu'à son traitement. Nous évoquerons quelques conséquences cliniques.

1.3.1 LORS DE LA RECHERCHE DU DIAGNOSTIC

L'agression de la pulpe se fait par les tests thermiques, les tests de percussion, des tests électriques, voire des tests de cavité, sur une pulpe déjà fragilisée par l'agression bactérienne. (94)

1.3.2 LORS DE LA TECHNIQUE OPERATOIRE

L'agression se fait par : (94)

- Les vasoconstricteurs

L'emploi excessif d'anesthésiant et notamment de vasoconstricteurs peut créer une constriction vasculaire, et par conséquent une nécrose de la pulpe.

- Les défauts d'asepsie

Le manque d'asepsie entraîne une contamination de la plaie pulpo-dentinaire. Elle peut être d'origine salivaire mais également liée à des instruments souillés, non stérilisés. (20 ; 37)

On peut appliquer des agents désinfectants en plus d'un champ opératoire, afin de diminuer la charge bactérienne au sein de la cavité ainsi qu'au sein des tubuli (toxines sécrétées par les bactéries). Mais ces antiseptiques peuvent également diffuser au sein des tubuli : il faut donc prendre en compte leur éventuelle toxicité. (37)

- Le curetage carieux

L'utilisation d'instruments rotatifs crée une augmentation de température de la pulpe, entraînant une réaction inflammatoire pulpaire de type classe II de Baume, soit une réaction réversible.

Une augmentation de 5 à 7°C crée une augmentation de la perméabilité sanguine et une exsudation plasmatique, soit un œdème. Il s'ensuit une réaction pulpaire et la création de dentine réactionnelle.

A 39°C, on observe une accélération de la circulation pulpaire.

Au-dessus de 46°C, des changements irréversibles s'opèrent, pouvant aller jusqu'à la thrombose.

A partir de 52°C, les albumines coagulent, créant une nécrose pulpaire, localisée, en regard de l'agression. (37 ; 94)

Cette augmentation est liée à : (20)

- la vitesse de rotation de l'instrument,
- la pression exercée sur la dent,
- l'effet de coupe de la fraise utilisée, c'est à dire à son usure, ou si elle est chargée de débris carieux,
- le temps continu de fraisage.

Il est donc recommandé de travailler sous spray, ce qui permet un refroidissement de l'instrument et d'éviter le bourrage de la fraise, ainsi que de fraiser par intermittence, par petites pressions, comme si l'on peignait. (94)

La température de la pulpe peut également augmenter par la réaction de polymérisation du composite ou de la résine adhésive, qui est exothermique, mais également par la chaleur dégagée par la lampe à polymériser. (37)

De plus, la bouche va subir lors de l'absorption de repas chauds des élévations de températures importantes. Mais, cette augmentation reste moins importante au niveau de la pulpe que lors de la polymérisation d'un composite. (Pour une température de 50/55°C à la surface de la dent, il est mesuré une élévation de 1 à 2°C au niveau de la pulpe.) (94)

- Les vibrations

Les vibrations sont liées aussi aux instruments rotatifs. Elles peuvent provoquer des turbulences ainsi qu'un ralentissement au sein de la circulation sanguine pulpaire. (20)

- La dessiccation

La dessiccation est l'assèchement de la dentine. Elle peut créer des mouvements d'eau pour rééquilibrer la pression osmotique entre la dentine et la pulpe. Cela peut entraîner la mort d'odontoblastes : on observe au microscope la propulsion de noyaux d'odontoblastes au sein des tubuli dentinaires. (37)

Tous les instruments rotatifs sont maintenant sous spray. (94 ; 100)

De plus, il est conseillé de sécher doucement la dentine exposée, voire de la réhydrater avec une boulette de coton humide avant de réaliser la restauration. (29 ; 100)

- La préparation cavitaire architecturale

Il faut différencier la taille de cavité dans de la dentine sclérotique (c'est à dire hyper minéralisée, avec des tubules obturés), de la création de cavité dans de la dentine saine, ouvrant des canalicules de large diamètre (ce qui est le cas lors d'extensions prophylactiques). (20 ; 29 ; 94 ; 100)

De plus, il est constaté une augmentation du nombre de tubules par mm² dans la zone proche de la pulpe par rapport à la zone proche de la jonction amélo-dentinaire (45 000 par mm² à proximité de la pulpe contre 20 000 canalicules par mm² près de la jonction émail/dentine (100)). Leur nombre est également moindre au niveau de la jonction cément/dentine. La pulpe sera donc d'autant plus lésée que la carie en est proche. (20 ; 90)

Aujourd'hui, grâce aux matériaux d'obturation coronaire adhésifs, il n'est plus nécessaire de réaliser des extensions prophylactiques : on peut réaliser des préparations presque semblables aux lésions carieuses initiales. (51 ; 66 ; 100) En effet, avec les amalgames d'argent, le maintien de la restauration dépend d'une cavité dont les parois sont rétentives. Cela nécessite de tailler dans de la dent saine afin de créer des queues d'aronde, des sillons, des marches,... (principes de Black), qui permettent à cette restauration d'être pérenne, malgré le fait qu'elle ne possède pas d'adhésion intrinsèque. (20 ; 66)

1.3.3 LIEES AUX MATERIAUX D'OBTURATION

1.3.3.1 Agressions physiques

- Électriques

Ce sont des agressions liées essentiellement aux métaux mis en bouche, donc notamment à l'amalgame. En effet, le métal étant conducteur, il transmet aux structures adjacentes, et donc au complexe pulpo-dentinaire, le courant électrique. (20)

- Thermiques

La réaction de prise de matériaux d'obturation tels que les résines, peut être à l'origine d'une réaction exothermique. Mais cette augmentation de température est essentiellement due à la lampe à polymériser. Elle reste néanmoins dans les conditions physiologiques pulpaire (élévation de 5,5°C en moyenne). (100)

Un protocole rigoureux d'utilisation est donc nécessaire

1.3.3.2 Agressions chimiques

- Les produits d'obturation

Le gel de mordantage est un acide ortho phosphorique. Il sert à dissoudre certains prismes d'émail, et la dentine péri-tubulaire afin d'augmenter les zones de rétention.

Mais ainsi son action sur la dentine ouvre les tubules, ouvrant la voie vers la pulpe à l'acide du gel de mordantage lui-même, ainsi qu'aux monomères libres des composites, et aux bactéries qui pourraient s'infiltrer pendant ou après la réalisation de la restauration. (27 ; 90)

Les systèmes auto-mordants (SAM) sont peu acides et ne suppriment pas la boue dentinaire mais la modifient, l'imprègnent : il y a donc moins de diffusion possible au sein des tubuli. (cf chapitre 3.9.3.2. p70) (31 ; 100)

- L'infiltration bactérienne

C'est la principale source d'échec des restaurations. (80 ; 89)

Elle peut être due à :

- un défaut d'asepsie,
- une rétraction de prise trop importante, empêchant la création d'un joint dent/restauration étanche dans le temps,
- un défaut d'adhésion lié à une faille dans le protocole opératoire.

1.3.3.3 Agressions liées à une surcharge occlusale

Un excès de matériau lors de la restauration de la structure dentaire peut être à l'origine d'une surcharge occlusale. Cette dernière peut entraîner des flexions de la dent qui s'exprimeront différemment au niveau de l'émail ou de la dentine. Cela peut engendrer des souffrances pulpaires, des micro-fractures au sein du complexe dentino-pulpaire, la perte d'adhésion de la restauration, et donc l'infiltration bactérienne et la récurrence carieuse. Ces phénomènes dépendent de l'épaisseur de dentine résiduelle, du type de matériau utilisé, ainsi que des forces appliquées. (20)

1.4 LES AGRESSIONS QUOTIDIENNES

La vie quotidienne peut être source de traumatismes pour la pulpe.

Ce sont par exemple : (92)

- les variations de températures lors de l'alimentation : une glace, un café chaud, les profiteroles,...
- le bruxisme, c'est-à-dire « des mouvements répétés et inconscients de friction des dents » d'après la définition du dictionnaire Larousse.
- croquer dans un aliment dur peut engendrer la perte de substance dentaire et ainsi la mise en contact de tubuli avec les fluides buccaux, sans présence de boue dentinaire,
- les professions qui utilisent leur cavité buccale « comme troisième main », comme de nombreux artisans,
- les professions de goût, comme les cuisiniers et les pâtisseries,
- les habitudes et tics nocifs,
- ...

C'est l'accumulation d'agressions de petite intensité qui peut dégrader les capacités réparatrices de la pulpe. (20) Nous voyons donc déjà que la réussite d'une restauration dépendra du patient (son risque carieux, son âge, sa motivation, ...) et d'une rigueur opératoire en recherche permanente d'équilibre entre efficacité et agressions minimales. Un protocole opératoire rigoureux et adapté aux différents matériaux utilisés, est donc indispensable. (37)

2 LES MATERIAUX ADHESIFS DE RESTAURATION CORONAIRE

Le choix du fond protecteur va dépendre du matériau utilisé pour la restauration coronaire. Ce travail porte uniquement sur les restaurations adhésives plastiques. Étudions maintenant ces différents matériaux : les ciments verres-ionomères (CVI) et les résines composites ainsi que leurs systèmes adhésifs.

2.1 LES CIMENTS VERRE-IONOMERES

2.1.1 DEFINITION

Les ciments verres ionomères ou CVI sont des biomatériaux issus du mélange d'un verre (basique) et d'un polymère acide. On parle également de ciments polyalkénoïdes. (36 ; 53)

Ils dérivent des ciments au poly carboxylate de zinc : mélange de poudre d'oxyde de zinc et d'acide acrylique. Ces verres ont été modifiés en 1971 par Wilson et Kent lors de l'élaboration des verres ionomères. (100)

2.1.2 COMPOSITION

Les CVI sont composés d'une poudre et d'un liquide.

La poudre est un silicate d'aluminium et de calcium. Elle contient également du fluorure de calcium. (11 ; 94 ; 100)

Le liquide est un homopolymère ou copolymère tel que l'acide acrylique, l'acide maléique, en solution aqueuse. Il est associé à de l'acide itaconique, de l'acide tricarboxylique, ou de l'acide tartrique. Ces derniers permettent d'augmenter le temps de travail. (94 ; 100)

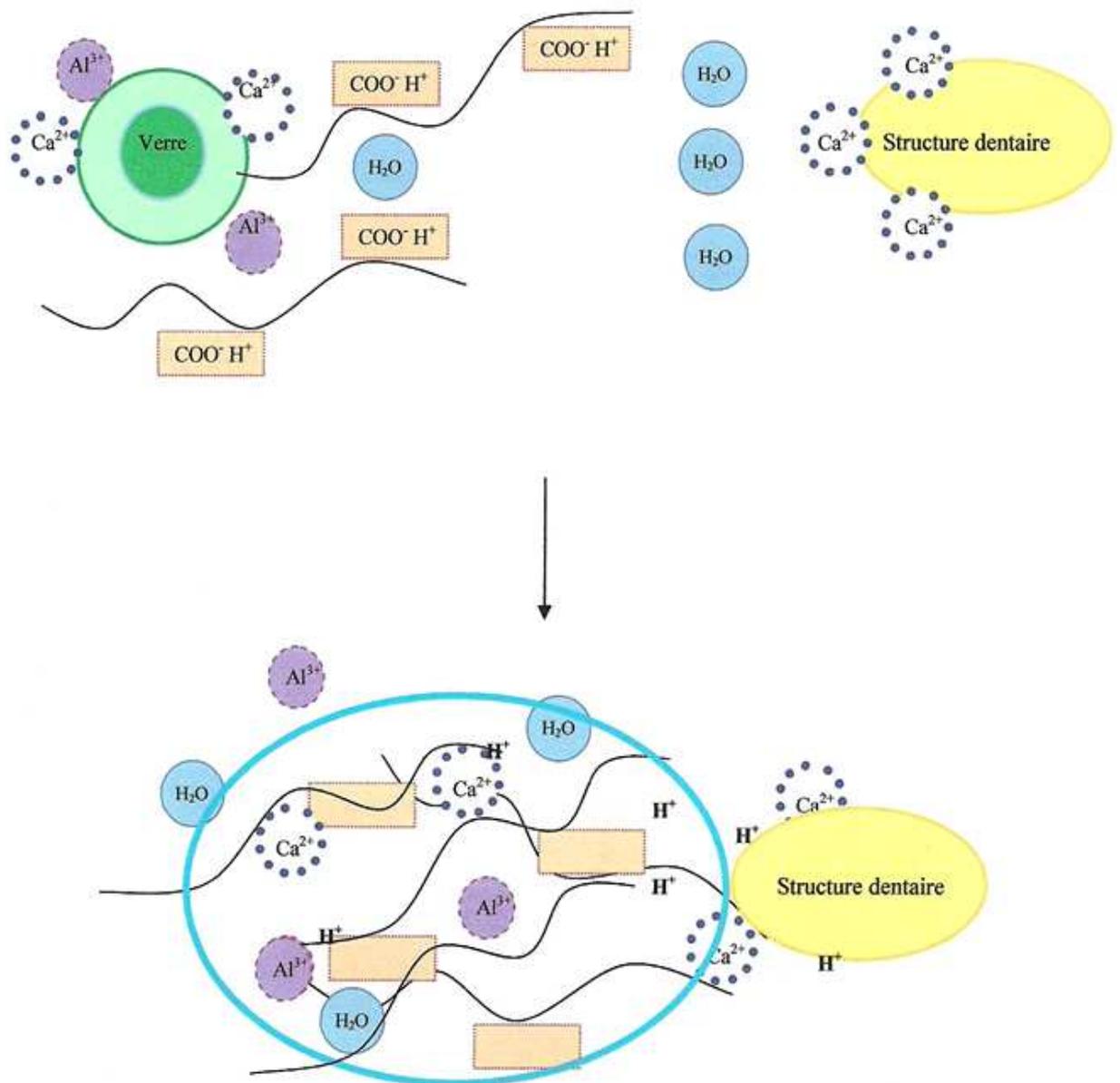
2.1.3 REACTION DE PRISE

C'est une réaction acido-basique entre la silice et les monomères acides, l'eau étant le vecteur. Cette réaction se fait en deux temps.

Tout d'abord, les ions H^+ de l'acide acrylique attaquent la surface des particules de verre, libérant des ions Ca^{2+} et Al^{3+} , mais ils attaquent aussi les structures minéralisées dentaires, libérant des ions Ca^{2+} . Ces derniers se lient aux chaînes de polyacrylate. Cette réaction se fait en milieu aqueux. On obtient ainsi un gel plastique de silice hydraté.

Dans un second temps, les ions Al^{3+} et Ca^{2+} ainsi que AlF_3 et CaF_2 vont se lier aux chaînes créées précédemment et permettent un croisement de celles-ci (pontage ionique) : la viscosité diminue, la matrice adhère aux particules de verre mais aussi aux structures dentaires. (25 ; 68 ; 77 ; 94)

Cette réaction permet de libérer des ions calcium et fluor qui participent à la reminéralisation des lésions dentaires : la lésion que l'on est en train de reconstruire, ainsi qu'une lésion adjacente. (68 ; 77) De plus, on obtient une adhésion vraie de la restauration aux structures minéralisées de la dent, sans l'application préalable de colle. (68 ; 94)



Légende:

-  : acide poly carboxylique.
-  : structure en COOH de l'acide polycarboxylique.
- H^+ : hydrogène libre, attaque acide.
-  : hydrogel.

Figure 3. Schéma explicatif de la réaction de prise des CVI. Inspiré par des schémas de CRAIG R. (1997), ROULET JF et DEGRANGE M. (2000).

2.2 LES COMPOSITES

2.2.1 DEFINITION

Les composites sont des résines acryliques, non adhésives naturellement. Ils sont donc toujours associés à des systèmes adhésifs, ce qui évite la réalisation de préparations rétentives souvent très délabrantes. (117)

Ce sont des matériaux cosmétiques : ils ont différentes teintes et opacités afin de reproduire le plus fidèlement possible la teinte et la forme naturelles des dents et cela, grâce aux techniques de stratification. (25 ; 51)

2.2.2 COMPOSITION

La résine composite est composée de 3 phases :

- une phase organique appelée “matrice”,
- une phase inorganique constituée de charges,
- une phase de liaison des deux précédents.

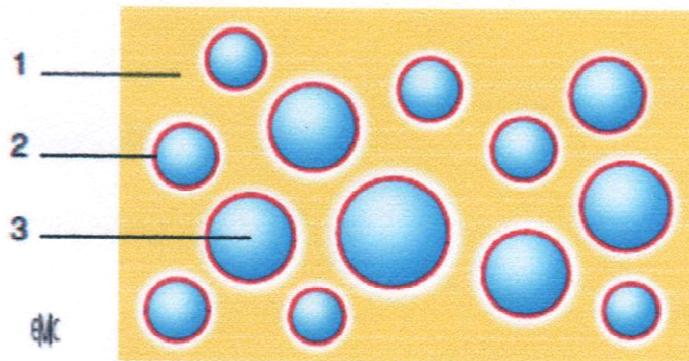


Figure 4 .Schéma d'une résine composite. 1 : matrice organique, 2 : silane, 3 : charges. LEPRINCE J, LELOUP G, VREVEN J et coll.

2.2.2.1 La matrice organique

Elle est de nature résineuse : elle est composée de monomères qui s'associent par des liaisons covalentes, créant un polymère. Elle est donc malléable, plastique puis devient rigide. (11 ; 25 ; 51)

C'est la matrice qui permet la cohésion des différentes structures du matériau entre elles avant sa polymérisation, et donc va jouer un rôle important dans la facilité à sculpter la restauration. (25 ; 51)

C'est d'elle dont dépend la viscosité de la résine composite, mais également la résistance aux attaques physiques et chimiques que subira la restauration. Elle est considérée comme l'élément faible du composite. (51 ; 117)

Elle représente entre 25 et 50% du volume de la résine composite. (117)

Il peut y avoir différents monomères dans une même matrice.

Les plus utilisés sont :

- Le bis-GMA de Bowen

Il est composé de deux noyaux aromatiques bisphénol A, chacun associé à un bras dont l'extrémité est une fonction méthacrylate, d'où son nom de bisphénol A-glycidylméthacrylate ou bis-GMA.

Il présente deux groupements hydroxyles qui peuvent s'hydrolyser en présence d'humidité : cela diminue les propriétés mécaniques et esthétiques du composite. (11 ; 25)

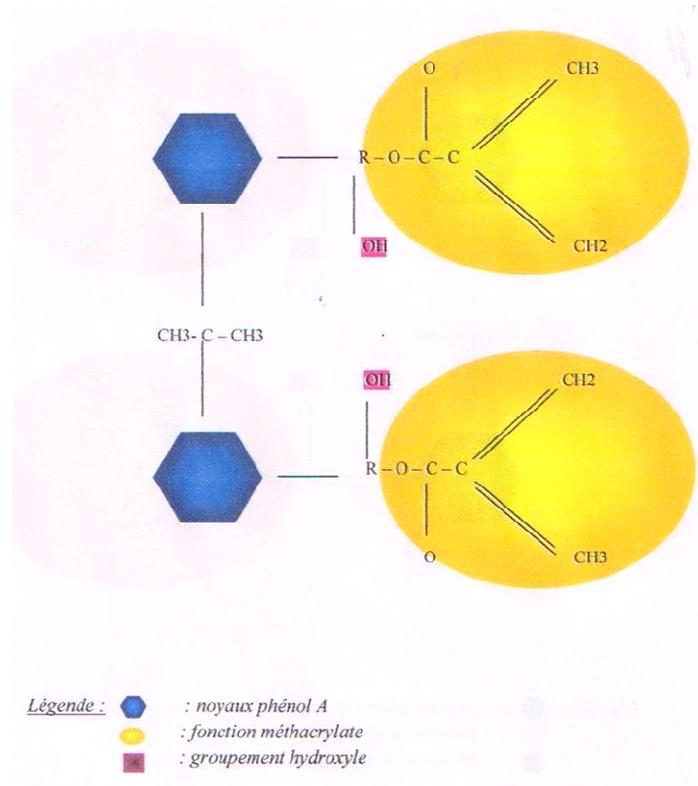


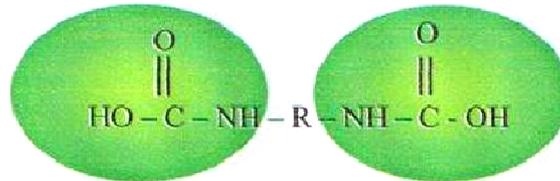
Figure 5. Molécule de bis-GMA de Bowen, inspiré par des schémas de BURDAIRON G. (1990) et CRAIG R. (1997).

C'est un monomère de haut poids moléculaire (512), ce qui diminue la rétraction de polymérisation. (117).

Néanmoins, il est rigide et de haute viscosité : la résine est alors cassante et collante. Associé à d'autres types de monomères, sa manipulation est facilitée. (11 ; 25)

- L'uréthane di-méthacrylate (U-DMA)

C'est une chaîne linéaire composée de deux groupements propyles à chaque extrémité d'une molécule d'uréthane. (11 ; 25)



Légende: R : molécule d'uréthane
 ● : groupement propyle

Figure 6. Schéma montrant la molécule d'uréthane di-méthacrylate, inspirés par des schémas de BURDAIRON G. (1990) et CRAIG R. (1997).

Du fait de sa structure linéaire, il est moins rigide, moins visqueux que le bis-GMA de Bowen. Il est donc plus facile à manipuler mais aussi plus fragile. (11 ; 25)

Son poids moléculaire, plus bas que le bis-GMA de Bowen, engendre une plus grande rétraction de polymérisation. (117)

Mais il est moins sujet à l'hydrolyse, et a donc une teinte plus stable. (11 ; 25)

2.2.2.2 La phase inorganique

Cette phase est composée de charges permettant de renforcer les propriétés mécaniques et cosmétiques des résines composites et de diminuer la phase organique. Elle constitue entre 20 et 80% du volume du matériau selon qu'il est micro-chargé, macro-chargé ou hybride. (51 ; 117)

2.2.2.2.1 La silice amorphe (SiO₂) :

Ce sont des micros charges, non radio opaques. Elles ont de très bonnes propriétés esthétiques (brillant). (51)

2.2.2.2.2 Les verres de silicate, de baryum, de strontium, de zirconium... :

Ils sont radio opaques. Leur granulométrie est variable : particules de 0,1 à 10 µm. Ils permettent une opacité du matériau et donc de moins bonnes propriétés optiques. (25)

2.2.2.2.3 Le quartz (SiO₂ cristalline):

Il est non radio opaque et à des grains de 5 à 30 µm. Il assure une stabilité de la teinte. (51) Les particules étant très résistantes à l'abrasion, la finition de ces composites est difficile. (117)

2.2.2.2.4 Les céramiques d'alumine, de titane, de zirconium :

Ces particules sont radio opaques, avec une granulométrie faible : de 0,1 à 5 µm. Cela procure au composite des propriétés mécaniques et esthétiques avantageuses. (11 ; 51)

2.2.2.2.5 Les charges pré polymérisées :

Elles sont souvent composées de polycarbonates et de résines méthacrylate déjà polymérisées thermiquement. Elles améliorent les propriétés esthétiques du matériau mais augmentent sa rétraction de prise.

Toutes ces charges sont inertes chimiquement et vont donner les propriétés terminales du composite : c'est à dire les propriétés physiques, chimiques et esthétiques au matériau. (51)

Ces propriétés sont liées à la granulométrie des charges : leur forme et leur volume au sein de la matrice. Les fabricants jouent donc sur le mélange de différentes charges.

2.2.2.3 Le liant ou agent de couplage

Le liant permet la cohésion entre la matrice et les différents constituants du matériau composite. (51)

Le plus connu est le silane. C'est une molécule composée de silicium, d'un groupement méthacrylate et de trois groupements alcool qui se lient chimiquement à la charge et à la phase résineuse. (11 ; 51) Cette molécule permet d'améliorer la cohésion, limite l'hydrolyse du matériau et donc son vieillissement.

2.2.2.4 Les adjuvants

Afin d'améliorer les propriétés des composites, les monomères sont associés à des adjuvants. On en trouve entre 10 et 30 différents dans un même composite, tel que :

- des diluants afin d'améliorer la viscosité :
 - ✓ méthacrylate de méthyle (MMA),
 - ✓ di éthyle glycol di méthacrylate (D EGDMA),
 - ✓ tri éthylène glycol di méthacrylate (TEGDMA),
 - ✓ hydroxy éthylméthacrylate (HEMA),
- des inhibiteurs de polymérisation : des phénols,
- des pigments, des colorants,
- des agents de polymérisation. (51)

2.2.3 REACTION DE POLYMERISATION

Tout commence par la décomposition d'une dicétone, telle que la camphoroquinone, qui va, sous l'influence de la lumière, former des radicaux libres. Ces derniers s'associent, engendrent des réticulations et initient ainsi la polymérisation et la formation d'un réseau en 3D.

Suite à cette polymérisation, les radicaux libres et les molécules de di méthacrylate qui n'ont pas encore réagi, ont plus de difficultés à diffuser : la conversion complète de ces monomères est compromise. Il a été constaté entre 25 et 50% de groupements méthyles non associés, au sein du polymère. (100)

2.3 LES SYSTEMES ADHESIFS

2.3.1 DEFINITION

L'adhésion est « l'ensemble des phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque l'on met en contact intime deux matériaux, dans le but de créer une résistance mécanique à la séparation. » (36 ; 51 ; 67)

Elle est la résultante de plusieurs facteurs qui interviennent en même temps : (67)

- adhésion mécanique : la liaison se fait par ancrage au sein des rugosités de surfaces. C'est le cas entre l'émail et le système adhésif.
- adhésion micromécanique : elle est liée à l'enchevêtrement des chaînes moléculaires entre elles, comme par exemple, la résine adhésive et les trames de collagène de la dentine, ou les prismes d'émail préalablement dégagés par le mordantage. On parle alors « d'interphase » (zone d'attachement entre deux matériaux différents) au lieu « d'interface » (jonction entre deux matériaux différents). C'est ce type d'adhésion qui permet la réalisation d'une préparation à minima de la cavité.
- adhésion chimique : elle est liée à la présence de groupements fonctionnels au niveau des deux entités, qui vont mettre en commun des électrons de deux atomes différents. Ce sont des liaisons covalentes, ioniques et/ou métalliques. Elles se font rapidement mais elles sont réversibles car les molécules ne sont pas modifiées.
- adhésion physique : elle est due aux forces intermoléculaires dites de Van der Waals. Elles sont faibles mais en grand nombre, elles apportent une véritable adhésion.
- la mouillabilité : on parle d'énergie libre de surface pour les solides et de tension superficielle pour les liquides. Le contact intime entre un liquide et un solide est représenté par un angle (α).



Figure 7. Schéma explicatif de la mouillabilité d'une surface, d'après BURDAIRON G. (1990).

Si α est proche de 0° : la mouillabilité est optimale.

Si α est compris entre 0° et 90° : la mouillabilité est partielle.

Si α est supérieur à 90° : la mouillabilité est défavorable. (11 ; 51)

Pour avoir une mouillabilité favorable, il faut que l'énergie de surface du solide soit supérieure à la tension superficielle du liquide, d'après la relation de Young. L'équilibre du mouillage dépend donc des forces s'opposant à l'étalement (formation sphérique du liquide), et des forces favorisant l'étalement (énergie de surface du solide). (11)

Ainsi il faut que l'énergie de surface de l'émail ou de la dentine soit supérieure à la tension superficielle de l'adhésif.

Suivant son énergie de surface, un liquide va pouvoir s'insinuer dans de petits espaces : c'est la pénétration capillaire, comme par exemple au sein des tubules dentinaires. (11 ; 100)

La viscosité du liquide va jouer un rôle dans la vitesse d'étalement du liquide. Mais c'est bien la mouillabilité qui va permettre son déplacement et son étalement, et donc son contact intime avec la surface solide, et ainsi sa rétention micromécanique. (11 ; 51)

- L'adhérence est la force qu'il faut pour rompre ces associations ; et d'une entité obtenir deux corps. (51 ; 67)
- L'adhésif est un liquide résineux qui permet d'unir la restauration composite à la dent.

2.3.2 LES DIFFERENTS PRODUITS NECESSAIRES A L'ADHESION EN ODONTOLOGIE

2.3.2.1 Le mordantage acide

Le mordantage, ou « etching » en anglais, est réalisé le plus souvent à l'aide d'acide ortho phosphorique à 35%. Conditionné sous forme de gel coloré qui permet de contrôler les zones d'application. (51)

Il va permettre : (100)

- de transformer la surface lisse de l'émail en une surface rugueuse : l'acide va dissoudre la substance inter prismatique ou les prismes ; l'énergie de surface de l'émail augmente, permettant ainsi une adhésion par clavetage micro mécanique. La surface amélaire peut être également augmentée par la création d'un biseau, augmentant ainsi les zones d'adhésion.
- de dissoudre la boue dentinaire laissant apparaître la trame collagénique hydratée.
- de dégager les faisceaux de collagène de la dentine.

Il nécessite un important rinçage : supérieur ou égal au temps d'application, soit 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine.

2.3.2.2 Le primaire

Les résines composites et adhésives sont hydrophobes or, la dentine est hydratée. On utilise donc un primaire d'adhésion, ou promoteur d'adhésion, encore appelé « primer » en anglais. Il crée un lien entre ces deux structures qui s'opposent.

Il est composé de molécules constituées d'une partie hydrophile et d'une partie hydrophobe. Ainsi elles s'associent au réseau collagénique hydraté et aux monomères hydrophobes du composite : c'est ce qu'on appelle la couche hybride. (11 ; 25)

Ces molécules polarisées peuvent être :

- l'hydroxy éthylméthacrylate (HEMA),
- 4-META, monomère plus acide que le précédent lui permettant ainsi de rompre les liaisons hydrogènes au sein du réseau collagénique, et ainsi de conserver des espaces entre les fibres de 15 à 20 nm (100),
- l'acide citrique à 10% associé à du chlorure de fer à 3%, qui évite à la matrice déminéralisée de s'affaisser.

Les monomères sont associés à un solvant tel que l'acétone et/ou l'éthanol qui permet le déplacement de l'eau au sein du collagène. On trouve également des primaires dont le solvant est de l'eau. (11 ; 100) Il faut donc que la dentine soit légèrement humide afin que le réseau collagénique ne soit pas collapsé, et que le primaire puis la résine adhésive puissent imprégner la surface au maximum. C'est l'étape du collage la plus difficile à réaliser. (29)

La couche hybride va jouer un rôle dans la rétention, mais elle est aussi un amortisseur des contraintes appliquées à la résine et à la dent. Elle peut ainsi être assimilée à une protection pulpaire. (80 ; 100)

2.3.2.3 L'adhésif

C'est une résine peu ou pas chargée.

Elle va créer avec la dentine une liaison micro mécanique avec le primaire :

- grâce aux tubules ouverts, la résine va constituer de petites digitations à l'intérieur appelées « tags »,
- grâce à la diffusion de polymères de résine au niveau de la dentine péri et inter tubulaire,
- grâce à des connections latérales. (100)



Figure 8. Micrographie au MEB de l'interface dentine-résine. A noter, la forme en cône inversé (flèche) de la résine dans les tubules, d'après ROULET JF et DEGRANGE M. (2000).

Une liaison micromécanique idéale nécessite une certaine perméabilité dentinaire. Il y a donc un risque de diffusion de monomères résineux vers la pulpe. Cette diffusion va dépendre du poids moléculaire des monomères, de leur taille, de leur affinité pour le substrat, de leur solubilité dans le solvant, de la concentration déposée, de la température et de la viscosité de la solution. (80) Les mouvements de fluide transdentinaire de la pulpe vers la dentine peuvent également empêcher la création d'une couche adhésive résistante. (36)

Néanmoins, une fois polymérisé, le système d'adhésion va créer un joint étanche entre la dentine et la résine composite, évitant la pénétration de micro-organismes et de molécules irritantes pour la pulpe. (37)

Cependant, la couche hybride est susceptible d'être dégradée par les fluides buccaux : salive et fluide dentinaire. C'est l'adhésion de la restauration à long terme qui est alors remise en cause. (114 ; 80) Ceci se fera d'autant plus vite que le taux de conversion des monomères est faible. (80 ; 37). Son vieillissement est également lié aux variations thermiques et aux pressions occlusales que va subir la restauration adhésive : l'alternance de dilatation et de rétraction au niveau de l'interface collée fragilise sa stabilité. (37 ; 117)

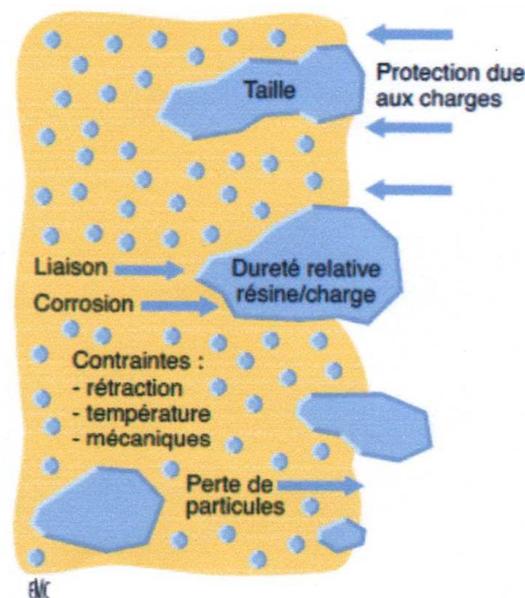


Figure 9. Schéma regroupant les principaux facteurs intervenant dans l'usure des composites. D'après LEPRINCE J, LELOUP G, VREVEN J et coll.

3 LES MATERIAUX ET TECHNIQUES DE PROTECTION PULPAIRE

Nous avons vu précédemment les matériaux de restauration adhésive plastiques, ainsi que les moyens de diminuer les agressions au niveau du complexe dentino-pulpaire. Voyons maintenant certains des matériaux considérés comme protecteurs de la pulpe qui vont permettre de l'isoler des agressions extérieures et/ou d'activer ses capacités de réparation.

3.1 LES CYANOACRYLATES

3.1.1 DEFINITION

La molécule de cyanoacrylate a été utilisée pour la première fois au cours de la seconde guerre mondiale. Le but des recherches était de remplacer la soie d'araignée utilisée pour les lunettes de visée. Ces études n'ont pas abouti car le cyanoacrylate collait à tous les instruments. Par la suite, elle fut utilisée par l'entreprise KODAK® en 1957. (121)

Actuellement, le terme de cyanoacrylate désigne un vaste groupe d'adhésifs ayant un même composé chimique.

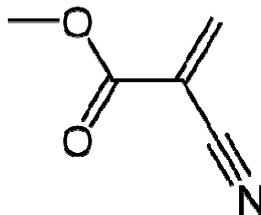


Figure 10. 2-cyanoacrylate de méthyle, schéma tiré de WIKIPEDIA.

Cette résine est résistante à l'eau, ce qui en fait un matériau intéressant pour coller des tissus vivants : chirurgies sans suture, adhésions de prothèses aux os, fixation d'empreintes digitales... (121)

3.1.2 PROPRIETES

3.1.2.1 Physico-chimiques

Les molécules de cyanoacrylate se retrouvent le plus souvent sous forme de résine acrylique. Les molécules polymérisent rapidement en présence d'anions tels que l'hydroxyde, ainsi qu'en présence d'eau, d'alcool. L'acétone étant un diluant des cyanoacrylates polymérisés. (121 ; 62)

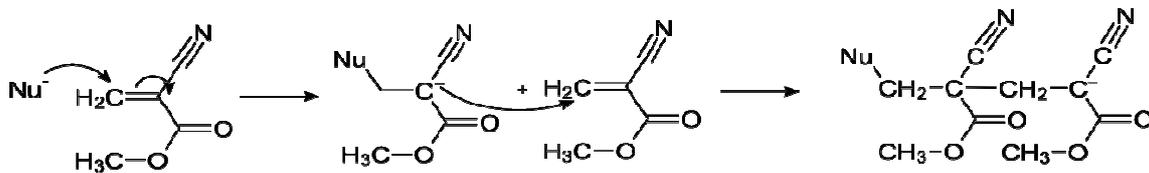


Figure 11. Principe de polymérisation du 2-cyanoacrylate de méthyle, schéma tiré de WIKIPEDIA.

La présence d'activateur n'est pas nécessaire à la polymérisation. La réaction de polymérisation se fait à température ambiante, en moins d'une minute, et elle ne craint pas l'humidité. (121) Cependant, l'adhésion n'est pas permanente et diminue avec le temps.

Par leur adhésion importante et rapide, ils ont une excellente étanchéité marginale. (62) Ces résines sont donc considérées comme des isolants chimiques de la pulpe contre la toxicité des composites et de leurs systèmes adhésifs, et contre les agressions extérieures. (62)

3.1.2.2 Biologiques

La prise de la résine à base de cyanoacrylate entraîne (62) :

- une réaction exothermique qui peut irriter la pulpe,
- la libération de formaldéhyde et autres molécules potentiellement nocives pour la pulpe.
- une perturbation des mouvements liquidiens dentinaires par l'utilisation de l'eau pour la réaction de polymérisation, et donc des douleurs postopératoires.

De plus, elle serait résistante à l'acide phosphorique à 37% utilisé pour le mordantage de l'émail. (6 ; 62)

3.1.2.3 Applications cliniques

Les résines adhésives à base de cyanoacrylate ont un intérêt comme isolant chimique de la pulpe. Mais elles libèrent également des produits toxiques, et entraînent des douleurs postopératoires. L'utilisation de résines adhésives à base d'hydroxy éthylméthacrylate (HEMA) ou de 4-META a peu à peu été préférée à celle des cyanoacrylates.

3.2 LES SOLUTIONS A BASE DE GLUTARALDEHYDE

3.2.1 DEFINITION

Le glutaraldéhyde est un liquide d'aspect huileux, soluble dans l'eau mais également dans l'alcool et dans le benzène. (122)

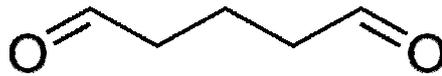


Figure 12. Structure chimique du glutaraldéhyde : Pentane-1,5-dial. Schéma tiré de WIKIPEDIA.

3.2.2 PROPRIETES

Le glutaraldéhyde a comme propriété de fixer les protéines. Il est utilisé en microscopie afin de fixer les tissus à observer. (122)

Il possède également des propriétés désinfectantes et laisse un film protecteur. Il est donc également utilisé en milieu hospitalier pour décontaminer les endoscopes par exemple. (122)

C'est un produit considéré comme toxique que ce soit au niveau cellulaire mais également au niveau systémique : une fois inhalé, il peut entraîner des irritations des yeux, du nez, de la gorge et des poumons, ainsi que des maux de tête et des troubles de la perception. (122)



Figure 13. Symbole lié au glutaraldéhyde, signifiant « sensibilisant, mutagène, cancérigène, reprogène. », d'après WIKIPEDIA.

Le principal produit à usage dentaire à base de glutaraldéhyde est le Gluma Desensitizer[®] de chez Heraeus Kulzer : c'est un primaire d'adhésion. (1)

Le Gluma Desensitizer[®] crée une précipitation des protéines du fluide intra dentinaire grâce à la formation de liaisons covalentes entre le glutaraldéhyde et les groupements amines des protéines. (122)

Utilisé seul, le glutaraldéhyde provoque une précipitation des protéines jusqu'à une profondeur de 50 µm. Afin d'améliorer cette propriété, il est associé à une solution aqueuse d'hydroxyéthylmétacrylate (HEMA), soit une solution avec 35% d'HEMA, 5% de glutaraldéhyde pour un pH de 2,6. La coagulation protéique atteint ainsi la profondeur de 200 µm. Ceci provoque des cloisonnements à l'intérieur des tubules dentinaires, réduisant ainsi la perméabilité de 60 à 85% (1).

Il réduirait également la pénétration bactérienne. (122)

Néanmoins, ces solutions à base de glutaraldéhyde diminueraient l'adhésion des matériaux composites : d'après MALKOC et coll (2005), l'adhésion passerait de 35,15 MPa de moyenne (témoin) à 21,65 MPa lors de la pose de Gluma Desensitizer[®]. (73)

3.2.3 APPLICATIONS CLINIQUES

Le principal intérêt du Gluma Desensitizer[®] est l'oblitération des tubuli qu'il provoque, et ainsi une baisse de la perméabilité vers la pulpe. Cependant, étant donné que l'adhésion de la restauration est altérée par ce produit, il y a un risque d'infiltration bactérienne : la protection pulpaire n'est pas assurée à long terme. Ce produit n'est donc pas conseillé sous une restauration adhésive plastique.

3.3 LES VERNIS

3.3.1 DEFINITION

Ce sont des résines, naturelles (copal, colophane...) ou synthétiques, en solution dans des solvants organiques comme le chloroforme, l'acétone ou l'éther.

Il peut être ajouté du fluor, de l'eugénol, du thymol. (119)

Le vernis est appliqué sur les parois de la cavité. Le solvant s'évapore laissant alors un fin film de résine obturant l'entrée des tubules. Ce film peut être comparé à une membrane semi-perméable. (11 ; 0)

3.3.2 PROPRIETES

3.3.2.1 Physico-chimiques

3.3.2.1.1 La solubilité

Elle est pratiquement nulle dans l'eau. (11 ; 0)

3.3.2.1.2 L'isolation thermique

Ils sont de mauvais isolants thermiques. (11)

3.3.2.1.3 La perméabilité

Ils se comportent comme des membranes semi-perméables entre le complexe dentino-pulpaire et la restauration, laissant plus ou moins passer des ions, réduisant la diffusion des acides et de monomères libres.

Il est conseillé de déposer deux couches de vernis pour diminuer cette perméabilité. (11 ; 0)

3.3.2.1.4 Adhésion

Le vernis est un obstacle à la formation d'une liaison entre la paroi dentinaire et le matériau d'obturation, et donc à la formation d'un joint étanche. (11 ; 100)

3.3.2.1.5 L'étanchéité marginale

Les vernis peuvent interagir avec les matériaux d'obturation et donc diminuer l'étanchéité marginale : (11 ; 0)

- avec les composites : si le composite est appliqué alors que le vernis n'est pas totalement séché, cela peut empêcher la prise de la résine en contact avec le vernis.
- avec les verres ionomères : les vernis empêchent l'adhésion naturelle des CVI avec la dentine : ils sont donc contre-indiqués sous les CVI.

3.3.2.1.6 La résistance

Ils ont une faible résistance à la compression. Ils vieillissent mal et se désagrègent rapidement. (11)

3.3.2.2 Biologiques

Leurs effets biologiques dépendent essentiellement de l'adjonction de fluorures sous forme de mono-fluoro-phosphate de calcium, permettant la diminution de :

- la prolifération bactérienne,
- des récives carieuses,
- la sensibilité dentinaire. (56 ; 0 ; 119 ; 120)

3.4 LES LINERS

3.4.1 DEFINITION

Ce sont des particules d'hydroxyde de calcium et/ou d'oxyde de zinc en suspension dans des solutions aqueuses ou organiques.

3.4.2 PROPRIETES

3.4.2.1 Physico-chimiques

3.4.2.1.1 L'isolation thermique

Ils sont considérés comme de mauvais isolants thermiques. (11)

3.4.2.1.2 L'isolation chimique

Elle est faible également. (11)

3.4.2.1.3 L'étanchéité

Ils doivent être déposés uniquement sur la portion dentinaire de la cavité car s'ils sont en contact avec les fluides buccaux, ils vont devenir poreux et créer une infiltration marginale (11).

3.4.2.1.4 La résistance à l'écrasement

Elle est faible : 5 à 7 MPa. Il faut donc recouvrir le liner afin de le protéger (11 ; 89).

3.4.2.2 Biologiques

Elles sont liées à la présence d'hydroxyde de calcium :

- action dentinogénique,
- action anti-inflammatoire,
- pouvoir antimicrobien.

Mais, étant donné la faible quantité d'hydroxyde de calcium déposé par l'application du liner, *in vivo*, nous n'observons pas de création de pont dentinaire lors de l'obturation d'une lésion profonde à l'aide d'une résine composite et d'un liner. (11 ; 100)

3.4.3 APPLICATIONS CLINIQUES

Du fait de leurs propriétés physico-chimiques, l'utilisation des vernis comme des liners n'a pas d'intérêt comme fond protecteur sous une restauration adhésive. Ils ont un intérêt pour des soins de prophylaxie, comme matériau de protection carieuse lors de caries débutantes ou lors de risque carieux élevé.

3.5 L'OXYDE DE ZINC

3.5.1 COMPOSITION

Les ciments à base d'oxyde de zinc eugénoles, appelés encore « eugénate », « eugénolate » ou ZOE en abrégé, sont des biomatériaux organominéraux, et sont obtenus par mélange d'une poudre (oxyde de zinc) et d'un liquide (eugénoles), ou de deux pâtes.

La poudre est du carbonate de zinc ou hydroxyde de zinc calciné. Elle peut être obtenue aussi par chauffage de zinc métallique.

Le liquide est extrait soit du clou de girofle (l'essence de girofle contenant 96% d'eugénoles), soit d'un arbuste : l'eugénia. Actuellement, il est synthétisé. (11)

3.5.2 LA REACTION DE PRISE

La réaction de prise est une réaction de chélation : c'est une réaction chimique, entre deux interfaces, de capture des ions positifs par des ions négatifs, créant ainsi une adhésion. Le chélatant est l'eugénoles et l'eau le catalyseur. Ainsi, il y a création d'une adhésion vraie entre les structures dentaires (ions positifs Ca^{2+} par exemple) et l'eugénate (ions négatifs). (11)

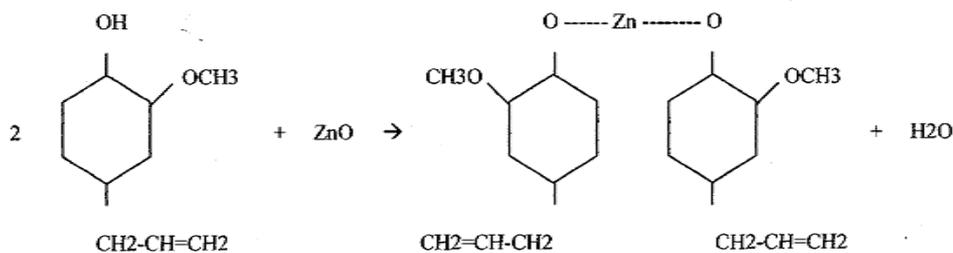


Figure 14. Réaction de prise des ciments à l'oxyde de zinc, d'après BURDAIRON G.(1990).

Cette réaction est toujours incomplète : de l'eugénoles libre, irritant pour la pulpe, est donc libéré longtemps après la pose du matériau. Ces ciments deviennent un peu plus stables avec le temps, mais leur prise reste toujours incomplète. (124)

3.5.3 PROPRIETES

3.5.3.1 Physico-chimiques

3.5.3.1.1 La solubilité

La poudre est insoluble dans l'eau, tout comme le liquide car il est souvent associé à de l'huile. (94)

3.5.3.1.2 Le pH

Il est proche de la neutralité : entre 7 et 8. Il dépendra de la concentration en eugénol libre : plus il y en aura plus le ciment sera acide. (11 ; 50)

3.5.3.1.3 La dureté

Elle est faible. Après sa prise, elle est très inférieure à celle de la dentine. (11)

3.5.3.1.4 La résistance à la compression

Elle est faible : elle varie de 6 MPa juste après la prise à 14 MPa au bout de 7 jours. Une augmentation du rapport poudre/liquide améliorera la résistance à la compression. L'adjonction de résine permet également une meilleure résistance (37 MPa au bout de 7 jours). (11 ; 50)

3.5.3.1.5 La conductibilité thermique

Les ZOE peuvent être considérés comme des isolants thermiques car ils ont une conductibilité thermique inférieure à celle de la dentine. (11)

3.5.3.1.6 La résistance à l'usure

Comme la résistance à la compression, elle est faible mais peut être améliorée grâce à une augmentation du rapport poudre/liquide. Cela est due à la réaction de prise incomplète. (11 ; 124)

3.5.3.1.7 La rétraction de prise

Elle est d'environ 50 $\mu\text{m}/\text{cm}$, soit une valeur faible. (11) Il y a donc moins de risque de création de hiatus et donc d'infiltration bactérienne.

3.5.3.1.8 L'adhésion

Le ZOE a une bonne adhérence, permettant une étanchéité marginale satisfaisante et durable, car c'est un chélatant des ions Ca^{2+} . (11) Mais elle est rapidement diminuée par la solubilité de ce matériau dans les fluides buccaux. (50)

3.5.3.2 Biologiques

3.5.3.2.1 Antiseptique

La présence de fonctions phénol dans l'eugénol libre le rend germicide. (2 ; 50)

3.5.3.2.2 Antalgique

Le ZOE a un effet calmant sur la pulpe grâce à la présence de phénols, et grâce à une isolation thermique et électrique. (50) Cet effet antalgique est lié à un effet anti-inflammatoire des fonctions phénols : il y a inhibition de l'activité nerveuse, de la synthèse de prostaglandines, ainsi que du chimiotactisme des lymphocytes et macrophages pulpaire. (2)

Cette action est non immédiate sur une pulpe non exposée (15 jours).

La sensibilité dentaire peut être exacerbée au début par l'eugénol libre (126).

3.5.3.2.3 Action dentinogénique

Il active la formation de dentine III au départ, puis met la pulpe au repos. (50)

3.5.4 LES PRODUITS A L'OXYDE DE ZINC AMELIORES

Ces ciments possèdent des adjuvants afin d'améliorer leurs propriétés physicochimiques. Ce sont par exemple : EBA[®], Kalsogen[®].

L'EBA[®] est l'abréviation d'Acide ortho-ethoxy-benzoïque. Cet acide est associé à l'eugénol. De poids moléculaire important, il ne peut diffuser dans les tubules dentinaires. La poudre est améliorée par de la résine hydrogénée, de type colophane et par de la poudre de quartz. (11 ; 126)

Le Kalsogen[®] de chez Dentsply, est renforcé en oxyde d'aluminium et en acétate de zinc qui accélèrent la prise. (11)

Ces ajouts améliorent : (11)

- la résistance à la compression,
- la résistance à l'arrachement,
- la résistance à la dissolution,
- l'adhérence, grâce au pouvoir chélateur de l'acide ortho-ethoxy-benzoïque avec le calcium des structures dentaires et donc l'herméticité,
- la malléabilité, la plasticité, et donc l'insertion du ciment,
- la vitesse de réaction de prise.

3.5.5 APPLICATIONS CLINIQUES

Les ciments à l'oxyde de zinc ont de nombreuses indications, en odontologie conservatrice :

- obturation temporaire,
- protection pulpo dentinaire.

La réaction de chélation entre le zinc et l'eugénol étant toujours incomplète, il faut déposer le ciment le plus dur possible en bouche afin qu'il y ait le moins possible d'eugénol libre, responsable de sensibilités pulpaires. Ils doivent toujours être mis à distance de la pulpe car ils sont cytotoxiques. (2)

La structure chimique de l'eugénol est proche de celle des résines composites et interfère ainsi avec la polymérisation de ces dernières. Nous ne pouvons donc utiliser ces matériaux sous une restauration composite. (11 ; 50)

Ils restent cependant intéressants comme protection physicochimique sous les amalgames, car ils empêchent la diffusion de mercure dans les tubuli, et car ils sont inertes thermiquement (l'amalgame d'argent étant conducteur). (11 ; 75 ; 0)

3.6 LES CIMENTS A BASE D'HYDROXYDE DE CALCIUM

L'hydroxyde de calcium a été introduit en dentisterie en 1920 par Hermann. C'est l'un des plus vieux matériaux utilisés par les chirurgiens dentistes. (80)

3.6.1 COMPOSITION

L'hydroxyde de calcium est un biomatériau minéral. En effet, il est obtenu par calcination de carbonate de calcium à haute température, donnant ainsi de l'oxyde de calcium, qu'on sature dans de l'eau distillée. (50)



On peut trouver l'hydroxyde de calcium sous forme de :

- poudre à mélanger à de l'eau distillée,
- sous forme de pâte à mélanger à une autre pâte (ex : Life[®], Dycal[®]),
- en préparation commerciale, déjà mélangé, prêt à être appliqué.

Il peut être ajouté des résines comme l'uréthane di méthacrylate, ou du sulfate de baryum pour le rendre photo polymérisable ou radio opaque (ex : Prima VLC Dycal[®]). Ces adjuvants peuvent être plus ou moins irritants pour la pulpe. (11)

3.6.2 REACTION DE PRISE

L'hydroxyde de calcium peut avoir différentes réactions de prise suivant le vecteur par lequel il est déposé sur les parois dentinaires : (50)

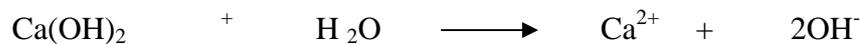
- associé à de l'eau : il y a cristallisation en surface, il n'y a pas de réelle prise du matériau,
- associé à de l'huile : le durcissement se fait par saponification
- associé à de l'acide, c'est ce qu'on appelle des ciments : c'est une réaction acide/base qui aboutit à un chélate.
- avec des solvants organiques comme le chloroforme, l'acétone, etc. ; ce sont les liners : le solvant s'évapore laissant sur place l'hydroxyde de calcium. (cf. chapitre 3.4 page 39)
- associé à un monomère : il y a photo polymérisation créant une résine chargée en hydroxyde de calcium.

3.6.3 PROPRIETES

3.6.3.1 Physico-chimiques

3.6.3.1.1 La solubilité

L'hydroxyde de calcium est faiblement soluble dans l'eau. Il se dissocie en libérant des ions Ca^{2+} et OH^- .



Cette solubilité peut être diminuée par l'ajout de glycérine (polyols) ou de paraffine : ce sont des plastifiants. Les produits photo-polymérisants sont également moins solubles. (11)

3.6.3.1.2 Le pH

La libération d'ions OH^- est responsable du pH basique des produits à base d'hydroxyde de calcium : il est compris entre 11 et 13 mais varie en fonction de la quantité d'eau. (50)

Ce pH très haut, va créer une nécrose superficielle aseptique, et ainsi initier la migration de cellules pulpaires nécessaires à la réparation dentinaire. (25 ; 45 ; 80)

3.6.3.1.3 La conductibilité thermique

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium sont de bons isolants thermiques. L'épaisseur de la couche de ciment influence cette isolation : plus l'épaisseur est importante, meilleure est l'isolation. Elle devrait être comprise entre 1,5 et 2 mm pour être efficace, ce qui peut être difficile à réaliser cliniquement. De plus, cela diminue l'adhésion aux parois dentinaires. (11 ; 80)

3.6.3.1.4 La résistance à la compression

Elle est faible : elle varie de 3,9 MPa au début de la réaction de prise à 10,5 MPa au bout de 24 heures. (11) Sous pression continue, ils s'effritent.

3.6.3.1.5 L'adhésion

Les ciments à l'hydroxyde de calcium ont une faible adhésion à la dentine. (37)

Les ciments photo-polymérisables, ont une adhésion à l'agent de liaison par leur trame résineuse, mais se pose la question de la rétraction de prise lors de la polymérisation qui pourrait provoquer un hiatus. (11 ; 96 ; 100)

3.6.3.1.6 Interactions avec les matériaux d'obturation

Il n'y a pas d'interaction avec les composites ou les systèmes adhésifs dans le cas des ciments chémo-polymérisables. (80)

A l'inverse, les résines photo-polymérisables à base d'hydroxyde de calcium réagissent avec le système adhésif et la résine composite lors de la polymérisation de ces derniers. La protection pulpaire se décolle alors de la dentine : il n'y aura donc pas de création d'un pont dentinaire. De plus, cela entraîne un hiatus et donc un risque d'infiltration bactérienne. (115)

3.6.3.2 Biologiques

3.6.3.2.1 Bactériostatique

Grâce à son alcalinité, l'hydroxyde de calcium est défavorable aux bactéries : les acides sécrétés par le métabolisme bactérien et la croissance bactérienne sont inhibés. (12 ; 17 ; 20 ; 80) En effet, la majorité des bactéries ne peuvent survivre à un pH supérieur à 9. (37)

De plus, ces ciments pourraient dissoudre la dentine et entraîner la libération progressive de facteurs de croissance comme le TGF β . Ces derniers stimuleraient la réaction odontoblastique et la formation de dentine tertiaire. (37)

Mais il paraît illusoire de penser que, mis en fond de cavité, les ciments à base d'hydroxyde de calcium, permettraient la stérilisation de l'ensemble des parois de la cavité. (11 ; 45)

3.6.3.2.2 Anti-inflammatoire

De part son pH, les ciments à base de Ca(OH) $_2$ contrecarrent l'acidose créée lors de l'inflammation pulpaire. (45 ; 80)

3.6.3.2.3 Antalgique

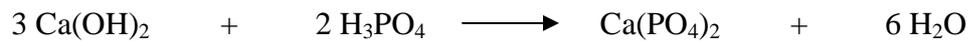
Les ciments à base d'hydroxyde de calcium sont antalgiques par leur action sur les fibres nerveuses qui accompagnent les prolongements odontoblastiques : ils diminuent leurs potentiels d'action nerveux. (80)

De plus, ils permettent l'oblitération des tubules dentinaires, et ainsi diminuent la perméabilité dentinaire

3.6.3.2.4 Dentinogénique

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium favorisent la formation de dentine réactionnelle en stimulant la réaction enzymatique de la phosphatase alcaline, en activant les protéines et les facteurs de croissance nécessaires à la différenciation des cellules de Höhl en odontoblastes. (45 ; 80 ; 20 ; 37)

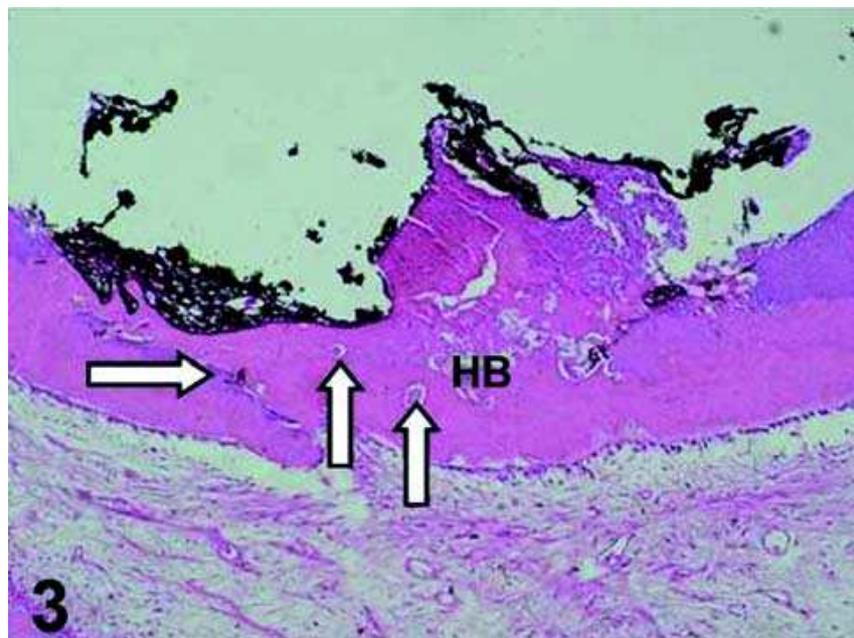
Ils contribuent également à la minéralisation de la dentine résiduelle en oblitérant les canalicules dentinaires par précipitation des phosphates de calcium. (37)



3.6.4 APPLICATIONS CLINIQUES

Les ciments à base d'hydroxyde de calcium sont très utilisés comme produits de coiffage pulpaire direct et indirect, car ils créent une nécrose superficielle aseptique et la création d'un pont dentinaire par activation de la différenciation des cellules odontoblaste-like. (80) C'est leur toxicité qui leur permet d'être un fond protecteur. (20)

Néanmoins, ces ponts sont souvent incomplets et traversés de « tunnels », donc poreux. (80 ; 100) On observe également des inclusions cellulaires entre la zone de nécrose pulpaire et la barrière minéralisée. Ce seraient des vaisseaux pulpaire nécrosés. (80)



*Figure 15. Inclusions cellulaires et tunnel au sein d'une barrière minéralisée, 6 jours après l'application d'hydroxyde de calcium. Vu au microscope, x125.
D'après MODENA K, CASAS-APAYCO L, ATTA M et coll. (2009)*

De plus, s'ils libèrent des ions calcium, c'est qu'ils sont en train de se dissoudre. (20) Inclusions cellulaires et tunnel au sein d'une barrière minéralisée, 6 jours après l'application d'hydroxyde de calcium. Vu au microscope, x125

Mais encore, ils ne résistent pas aux pressions constantes : il est donc conseillé de déposer un matériau protecteur du matériau de protection pulpaire à base d'hydroxyde de calcium. Par exemple, de déposer une tête d'épingle de Dycal[®] sur une corne pulpaire que l'on apercevrait par transparence, puis un CVI, et enfin la restauration adhésive. Le risque de ces reconstitutions à plusieurs couches est la formation de hiatus, de joints peu étanches et donc d'infiltration bactérienne. (11 ; 20 ; 37 ; 38 ; 100)

Des résines photo polymérisables ont été ajoutées afin d'améliorer la résistance de ces ciments et d'éviter leur dissolution : elles ont un meilleur maintien dans le temps. Mais elles créent des hiatus lors de la polymérisation des restaurations en composite par rétraction de prise. (115)

Ils sont également solubles aux acides. (80) Il est donc conseillé d'utiliser un gel en faisant attention de ne pas en mettre sur le fond de cavité, ou de réaliser le mordantage avant la pose du ciment. (115) Mais qu'en est-il lors de l'utilisation d'adhésifs de type SAM1, qui ne nécessitent pas de mordantage préalable ?

Des ciments à base d'hydroxyde de calcium renforcés en oxyde de bismuth, en SiO₂, CaO, MgO, K₂SO₃... (ProRoot-MTA, Dentsply) ont démontré leur grande efficacité par rapport aux ciments conventionnels à base de Ca(OH)₂ lors d'apexogénèse, traitement de fractures ou de résorption radiculaire... mais également lors de coiffage pulpaire direct : une étude a observé un pont dentinaire de 0,15 mm et un tissu pulpaire inflammatoire en regard de l'effraction pulpaire, ainsi qu'un tissu nécrotique de la pulpe adjacente au ciment à l'hydroxyde de calcium au bout de 6 mois, contrastant avec un pont dentinaire de 0,28 et 0,43 mm à 2 et 6 mois et l'absence de tissu inflammatoire en présence de MTA (80). Le MTA aurait également la qualité d'être antifongique. Mais il est, comme les ciments conventionnels à base d'hydroxyde de calcium, poreux et peu stable dans le temps. (80)

Du fait de leurs faibles propriétés, de leur manque d'adhésion à la dentine et de leur solubilité, il est donc conseillé de ne déposer qu'une fine couche de ciments à base d'hydroxyde de calcium, et de limiter leur application uniquement aux cas où l'EDR est inférieure à 0,5 mm. (20 ; 37)

3.7 LES CIMENTS VERRES IONOMERES

3.7.1 PROPRIETES

3.7.1.1 Physico-chimiques

3.7.1.1.1 Résistance à la compression

Elle est de 125 MPa au bout de 24 heures pour les CVI servant d'obturation en odontologie conservatrice. (11)

3.7.1.1.2 Résistance à la traction

Elle est de 10 MPa au bout de 24 heures pour les CVI servant d'obturation en odontologie conservatrice. (11)

Ces propriétés mécaniques sont liées à la présence d'eau au sein de la matrice : le réseau est donc peu dense. (21 ; 80 ; 123)

3.7.1.1.3 Variations hydriques

Bien que l'eau soit nécessaire à la création de la matrice, une absorption hydrique prolongée va détériorer les faibles propriétés mécaniques du CVI et fragiliser la restauration. (21 ; 42 ; 80)

Il est donc conseillé de bien maîtriser le flux salivaire lors de la pose du CVI et de le protéger par un vernis s'il doit rester en contact avec la cavité buccale (27 ; 42 ; 123).

3.7.1.1.4 Adhésion

Elle est de 6 à 10 MPa avec l'émail et de 4 à 6 MPa avec la dentine : elle est donc similaire aux résines adhésives où l'adhérence est comprise entre 3 et 6 MPa. (11 ; 100)

Elle est liée à des interactions ioniques entre les radicaux carboxyles libres (COOH) et le calcium des structures dentaires (Ca²⁺) : c'est une réaction de chélation.

On parle d'« adhésion dite vraie ». (35 ; 100)

3.7.1.1.5 pH

Les CVI sont acides au début de la prise puis ils se neutralisent au fur et à mesure. Le pH varie donc entre 3 et 7. (37 ; 100)

3.7.1.1.6 Stabilité dimensionnelle

La rétraction de prise est faible, et la dilatation thermique est proche de celle de la dentine. (80 ; 113) Cela est dû à sa structure de type « matrice à cœur », composée d'un gel de silice hydrogéné, entourant des particules de verre. (35 ; 100)

Ce faible retrait de prise permet une bonne étanchéité du matériau et d'absorber les contraintes de polymérisation des composites lors de restauration de type sandwich. (37)

3.7.1.1.7 Conductibilité thermique

Elle est très faible, ce qui fait des CVI d'excellents isolants thermiques.

3.7.1.1.8 Propriétés optiques

A cause des particules de poids moléculaire important et de leur dispersion au cœur de la matrice, les propriétés optiques sont faibles. Elles ont été améliorées mais elles restent néanmoins inférieures à celles des composites.

3.7.1.2 Biologiques

3.7.1.2.1 Résistance aux acides

Les CVI sont résistants aux acides contenus dans le film salivaire et la plaque. Ce sont les liaisons covalentes entre les ions carboxyles qui sont responsables de cette résistance. (100)

3.7.1.2.2 Pouvoir cariostatique

Lors de la réaction de prise, il y a libération d'ions fluor contenus dans la matrice. Ils sont échangés avec les ions hydroxydes des apatites superficielles de l'émail : on observe la création de fluoro hydroxy apatite. Ils permettent ainsi de réduire le risque de reprise carieuse et de promouvoir la reminéralisation des structures dentaires. (35 ; 36 ; 80 ; 84 ; 85 ; 114)

Cependant, cette libération de fluor est importante durant les 24 à 72 heures qui suivent le placement du matériau, puis diminue régulièrement mais sur plusieurs années. (9 ; 56 ; 74 ; 120) Cette libération d'ions dépend du pH salivaire et des forces exercées sur le matériau. Plus il y aura d'ions libérés, plus les propriétés mécaniques de la restauration diminueront. (81)

Il y a également libération de calcium et de phosphate : ils rentreraient également en compte dans le pouvoir cariostatique des CVI. (74 ; 80 ; 81 ; 127)

3.7.1.2.3 Action sur le complexe dentino-pulpaire

Composé de macromolécules, les CVI diffusent peu dans les tubules dentinaires. (80)

De plus, leur pH n'étant pas que peu de temps, ils n'entraînent pas d'agressions pulpaires, mais ils ne favorisent que peu la formation de dentine réactionnelle.

3.7.1.2.4 Action antibactérienne

Les ciments verres ionomères auraient une action antibactérienne sur les streptococcus mutans, sanguis, salivarius ainsi que sur les lactobacilles. Cette activité est importante les 24 premières heures qui suivent la pose du matériau : c'est-à-dire lors de la libération de fluor. (27 ; 52 ; 74 ; 120) En effet, les ions fluor inhibent l'activité enzymatique des bactéries cariogènes (peroxydase, phosphatase, émolase...), ils empêchent ainsi la colonisation et le métabolisme bactérien. (103 ; 120)

3.7.2 LES CVI AMELIORES

3.7.2.1 Les CVI modifiés par adjonction de résine

Ce sont des CVI photo-polymérisables, appelés aussi CVI-LC pour Light Curing, ou CVI-MAR, abréviation de Modifiés par Adjonction de Résine.

Comme leur nom l'indique, des groupements méthacrylates sont ajoutés à l'acide polyacrylique. Des monomères hydrophiles tels que l'HEMA, le bisphénol-glycidyl-di-méthacrylate, ou l'uréthane di-méthacrylate, ainsi que des photos amorceurs sont également ajoutés. (120) Le taux de monomères est variable suivant les CVI. (80 ; 86) La phase résineuse correspond à environ 5% du matériau. (36)

La réaction de prise est identique à celle des CVI classiques, c'est-à-dire une réaction acide-base mais elle est accélérée par la création de radicaux libres libérés par la lumière. (47 ; 60 ; 77)

Ils cumulent les avantages des composites et des CVI :

- un durcissement rapide,
- une résistance initiale forte,
- un polissage possible dans la séance, (123)
- un gain de temps,
- une adhésion vraie et immédiate aux surfaces dentaires (123),
- la libération de fluor même si elle est diminuée par la phase résineuse (56 ; 120).
Il n'est pas observé, comme avec les CVI conventionnels, de libération brutale d'ions fluor les premières heures qui suivent la pose du matériau, mais une activité continue dans le temps. (120 ; 129)

Mais ils ont également les inconvénients des deux :

- la libération de monomères potentiellement toxiques pour la pulpe, (80)
- les propriétés mécaniques et optiques faibles des CVI.

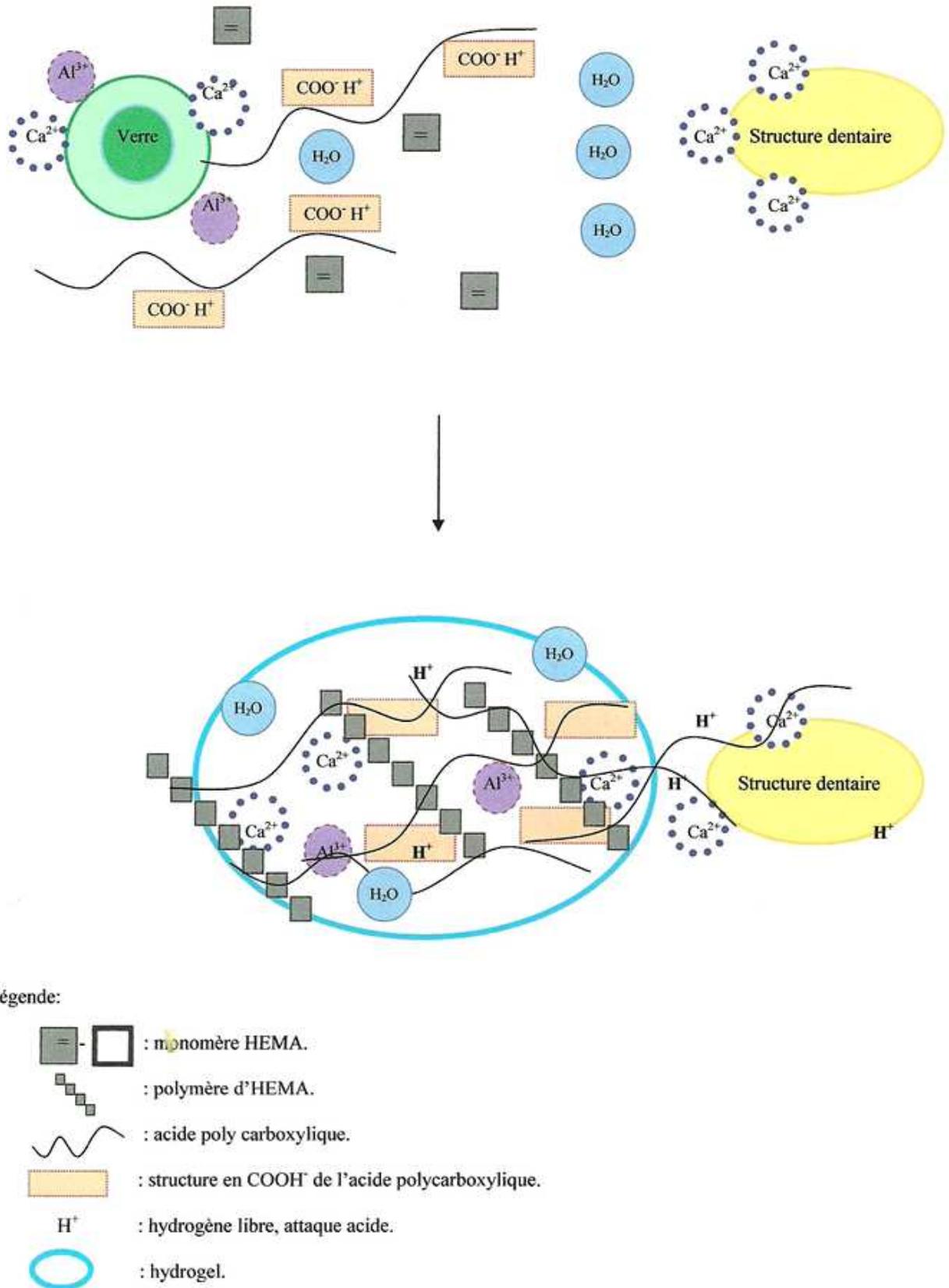


Figure 16. Schéma explicatif de la réaction de prise des CVI MAR. Inspiré par des schémas de ROULET JF et DEGRANGE M. (2000)

3.7.2.2 Les CVI renforcés en métaux

Ils sont appelés aussi CERMET. Ce sont des CVI où des particules d'argent ont été rajoutées par frittage. (36)

La poudre est composée à 50% de verre, 40% d'argent et 5% d'oxyde de titane. Cela permet d'améliorer les propriétés mécaniques et la résistance à l'usure des CVI classiques.

Ils libèreraient moins d'ions fluor que les CVI classiques. Ceci serait dû à une moindre concentration de fluor dans la matrice de base. (32 ; 120)

Mais la présence d'ions Cu^{2+} , Zn^{2+} , AL^{3+} et Ag^+ peut être toxique pour la pulpe à forte concentration. (80)

3.7.3 APPLICATIONS CLINIQUES

Par ses propriétés mécaniques, son adhésion aux surfaces dentaires et sa capacité de reminéralisation, l'utilisation de CVI-MAR en temps que fond protecteur est recommandée en technique laminée ou dite « sandwich », ou encore en « stepwise », seul sous le composite lorsque l'EDR est comprise entre 0,5 et 1,5 mm, soit en protection d'une fine couche d'hydroxyde de calcium si l'EDR est inférieure à 0,5 mm. (37 ; 125)

Lorsque la pulpe est enflammée, il est judicieux de restaurer provisoirement la dent à l'aide de CVI-MAR, pendant 2 à 3 semaines. Une fois que l'inflammation pulpaire est diminuée, nous pouvons reconstituer l'organe dentaire par une résine composite tout en laissant un fond de CVI. (37)

Lors de la réalisation des restaurations en technique sandwich, il est conseillé de mordancer la surface du CVI-MAR puis de déposer la résine adhésive et la restauration composite : une adhésion mécanique se créerait grâce aux irrégularités de surface naturelles du matériau et celles créées par l'acide de mordantage. (49 ; 125) Cependant le CVI-MAR ne doit être mordancé que 5 secondes et être rincé abondamment. Il ne doit être séché que légèrement afin de ne pas le dessécher. (21 ; 125) De plus, une épaisseur minimum de 0,5 mm serait nécessaire afin d'éviter la pénétration du gel d'acide phosphorique vers la pulpe. (109 ; 125)

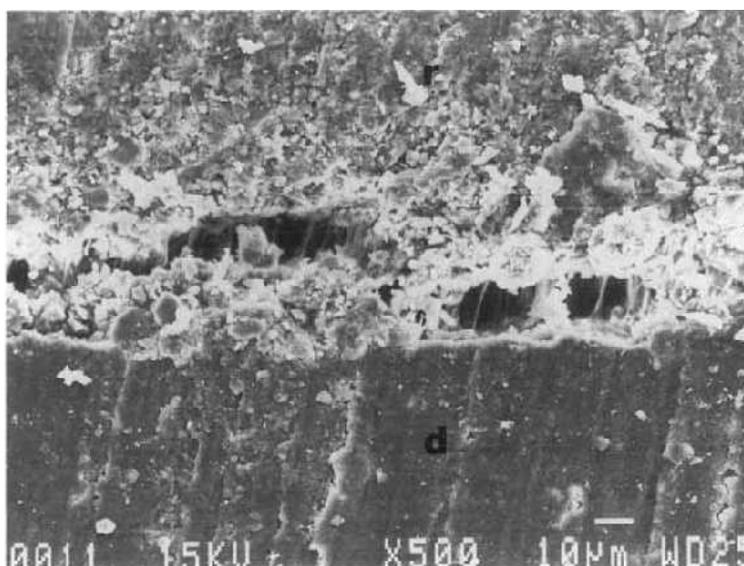


Figure 17. Image au MEB montrant l'interface entre une dent et une restauration au CVI-MAR (Fuji II LC, image x500), d'après HALLETT KB et GARCIA-GODOY F. (1993)

Si le composite a une trop forte rétraction lors de sa polymérisation, il se détache du CVI. On observe alors des micros fissures à la jonction CVI-Composite. (49 ; 101 ; 115 ; 125) Ces hiatus seraient diminués lors de l'application préalable d'une base dentinaire sous le CVI. (125) L'acide polyacrylique permet de dissoudre la boue dentinaire et ainsi d'améliorer l'adhésion du CVI-MAR aux surfaces dentaires. (20 ; 21 ; 23 ; 36 ; 123) Néanmoins, il ne faut pas appliquer d'acide ortho-phosphorique car celui-ci déminéralise trop l'émail et la dentine : les cristaux d'hydroxy-apatite seraient dissous et l'adhésion serait alors diminuée. (36 ; 82) Il faut éviter la pollution de l'émail par le conditionneur afin de ne pas diminuer l'efficacité du collage réalisé ultérieurement. (33) Un système adhésif en 1 temps peut être utilisé comme conditionneur par son acidité et son imprégnation de la boue dentinaire. Dans ce dernier cas, il faut l'appliquer sur l'ensemble des surfaces. (33 ; 34)

L'application sur la restauration de vernis ou d'une résine adhésive peut également être indiquée afin de protéger le CVI de l'hydrolyse. (36)

Il est également conseillé de polir la restauration en CVI que ce soit un CVI classique ou un CVI-MAR. Il est préférable d'utiliser des disques à polir sans eau, immédiatement après leur prise pour les CVI-MAR et, lors d'une séquence ultérieure et sous irrigation pour les CVI classiques. (123) Il est très difficile de polir convenablement une restauration en CVI qu'il soit classique ou modifié. (33 ; 123)

3.8 LES CIMENTS A BASE DE CHLORURE DE CALCIUM ET DE SILICATE TRICALCIQUE : LA BIODENTINE[®] (SEPTODONT).

3.8.1 COMPOSITION

Ce ciment se présente sous forme d'une poudre contenue dans un compule que l'on vibre, puis que l'on mélange à un liquide.

La composition chimique de la poudre est la suivante :

- silicate tricalcique : Ca_3SiO_5 à plus de 70%,
- carbonate de calcium : CaCO_3 , à plus de 10%,
- dioxyde de zirconium : ZrO_2 5%.

Ce dernier composant permet la radio opacité du matériau.

Le liquide contient en majorité de l'eau, ainsi que du chlorure de calcium : CaCl_2 , qui est un accélérateur de prise (104 ; 23 ; 116)

C'est un matériau dit « bioactif », associant les propriétés des ciments de Portland comme le MTA[®], et celles des CVI. (104 ; 23 ; 88)

3.8.2 REACTION DE PRISE



Cette réaction engendre la formation d'un gel permettant des échanges ioniques entre le ciment et la structure minérale de la dent, tout comme les ciments verre ionomères. (68 ; 88) On observe la formation de ponts C-S-H entre les structures dentaires et la Biodentine[®]. Il y a également formation d'hydroxyde de calcium. (23 ; 88)

3.8.3 PROPRIETES

3.8.3.1 Physico-chimique

3.8.3.1.1 Résistance à la compression

Elle est de 297 MPa. (104 ; 23 ; 118 ; 130)

3.8.3.1.2 Module d'élasticité

Il est de 18,3 GPa. (23)

3.8.3.1.3 Résistance en traction

Elle est de 98,7 MPa. (23)

3.8.3.1.4 Dureté

Elle croit rapidement lors des premières 24 heures, et devient stable au bout de 7 jours, où elle atteint environ 90 HVn. (23)

3.8.3.1.5 Temps de prise

L'association de chlorure de calcium au silicate tricalcique permet d'accélérer le temps de prise. Il est compris entre 9 et 12 min. (23 ; 116 ; 130)

3.8.3.1.6 Variations hydriques

Ce ciment est poreux au début de sa réaction de prise. Cela permet des échanges ioniques entre le matériau et les structures dentaires.

Au bout de 28 jours, le ciment devient stable. (104 ; 68) On observe alors une dureté et un module d'élasticité proche de celui de la dentine. (104) Il devient alors résistant à la dégradation hydrique. (23)

3.8.3.1.7 Adhésion

Ce ciment adhère aux structures dentaires par ancrage micro mécanique. (104)

Il est observé au MEB des « faciès de rupture cohésive » (23) que ce soit entre la Biodentine® et les structures dentaires mais également entre ce matériau et les systèmes adhésifs associés à des résines composites. Il est également observé l'apparition de cristaux au sein des tubuli dentinaires, appelés « mineral tag ». Ces derniers augmentent l'adhésion et l'étanchéité du matériau. (23)

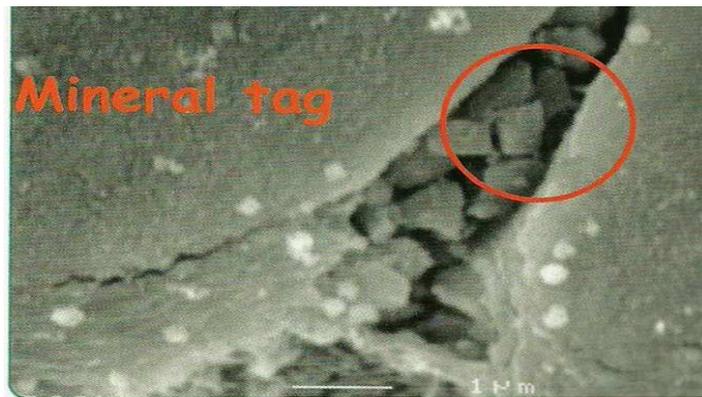


Figure 18. Image de croissance cristalline au sein de tubuli dentinaires en contact avec la Biodentine®, vu au MEB. D'après COLON P, GOLDBERG M et coll. (2010)

3.8.3.1.8 Résistance à l'érosion acide

Il est observé une perte de hauteur du ciment lorsqu'il est placé dans une solution acide (pH=2,74). L'érosion est quasi linéaire sur les 7 jours de l'analyse. Elle est de 209 μm en moyenne, et est nettement moins importante qu'avec d'autres ciments de restauration à base d'eau comme les CVI. (23 ; 87)

Lors du contact avec un milieu salivaire reconstitué avec un pH=5,3 on observe un dépôt à la surface du matériau, ainsi qu'une augmentation des concentrations en Si, Zn et en carbonates inorganiques au sein de la solution, et une diminution de celle en Ca. L'analyse de ce dépôt au MEB montre une structure similaire à celle des cristaux d'apatites. Ceci améliorerait l'étanchéité de la restauration *in vivo*. (23)

3.8.3.1.9 Radio-opacité

Elle est équivalente à une épaisseur de 3,5 mm d'aluminium. (104)

3.8.3.2 Biologiques

3.8.3.2.1 Biocompatibilité

La Biodentine[®] est constituée de matériaux d'origine minérale et ne présente pas de structure résineuse : il n'y a donc pas de monomères potentiellement toxiques pour la pulpe.

In vitro, ce ciment, posé directement sur des fibroblastes pulpaire humains, n'engendre pas de mort cellulaire, tout comme le MTA[®]. Les premières études réalisées sur ce produit, n'ont pas démontré de cytotoxicité, de génotoxicité, de dommage chromosomique, ni d'activité mutagène. (23 ; 88 ; 116)

3.8.3.2.2 Action sur le complexe dentino-pulpaire

On constate la formation d'une matrice minéralisée sous forme de nodules lors de l'application de ce ciment sur des cellules pulpaire *in vitro*. Cette matrice minéralisée exprime des marqueurs de la dentine et d'odontoblastes : collagène de type I, sialoprotéine, nestine, ostéonectine. (104 ; 23 ; 116)

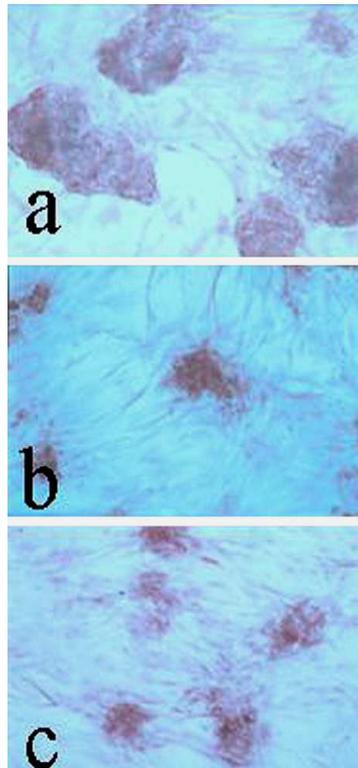


Figure 19. Effets du nouveau ciment à base Ca_3SiO_5 sur la minéralisation des cellules pulpaire : a) culture témoin, b) culture après application de Biodentine au bout de 4 semaines, c) culture après application de MTA au bout de 4 semaines. D'après LAURENTA P, CAMPSA J, DE M'EOB M et coll. (2008)

Il a été également observé l'activation de cellules pro-génitrices péri-vasculaires à proximité de la lésion pulpaire, ainsi que des foyers de dentine de réparation sécrétés par des cellules différenciées en cellules odontoblaste-like. (23)

La formation de dentine réactionnelle est constatée, in vitro, sur des dents de rats lésées, dès 8 jours d'application du ciment. Au bout de 15 jours, on observe une rétraction pulpaire et une couche de dentine réactionnelle comprise entre 40 et 80 μm . A un mois, la couche de dentine est homogène et mesure environ 160 μm . Le reste de la pulpe ne montre pas de signes de souffrance. A 3 mois, l'épaisseur de dentine est similaire à celle observée à un mois. (23)

La Biodentine[®] permettrait donc de stimuler l'angiogenèse, d'activer et de différencier les cellules de Höhl en cellules capables de sécréter et de régénérer la dentine en une couche suffisamment épaisse pour pouvoir réaliser une restauration au composite sans risque de nécrose pulpaire. (23)

3.8.4 APPLICATIONS CLINIQUES

D'après ses concepteurs, ce nouveau ciment, grâce à ses propriétés biologiques et mécaniques, sa facilité d'utilisation, et la création de dentine réactionnelle lors du traitement de caries profondes, est un excellent fond protecteur. Ils parlent de « dentine de substitution ».

Il ne nécessite pas de préparation des surfaces dentaires avant son application.

Il est recommandé de le placer en masse et de le laisser en place plusieurs semaines (technique en deux temps ou « stepwise excavation ») (72) jusqu'à l'obtention d'un pont dentinaire. Ceci nécessite des contrôles radiographiques réguliers. Mais ce ciment ne nécessite pas l'application d'autres matériaux pour le protéger. (116)

Lors de la pose de la restauration composite, il est conseillé de ne pas retirer l'ensemble du ciment à base de silicate tricalcique, et de laisser un fond sous la résine composite comme substitut dentinaire. Ce ciment n'interfère pas avec la réaction de prise de la résine composite mais peu d'études abordent l'adhésion entre ces deux structures, et le vieillissement de cette interface. (104)

Il est également conseillé d'utiliser un adhésif de type SAM1. (23)

Mais, ce matériau venant tout juste d'être présenté, lors du congrès de l'Association Dentaire Française (ADF) en novembre 2010, il n'y a pas encore d'études cliniques randomisées permettant de décrire un protocole opératoire rigoureux.

3.9 LES MATERIAUX COMPOSITES ET LEUR SYSTEMES ADHESIFS

3.9.1 PROPRIETES

3.9.1.1 Propriétés physico-chimiques

3.9.1.1.1 La résistance à la traction

Elle varie suivant les charges contenues dans la matrice. Elle est proche de celle de l'émail et de la dentine : 40 à 70 MPa pour une résine micro chargée. (100)

Elle est sensible aux défauts internes et aux défauts de surface du composite qui induisent des faiblesses au sein du matériau.

3.9.1.1.2 Résistance à la flexion

La résistance à la flexion est la limite d'élasticité. Elle dépend du module d'élasticité (= module de Young) : c'est-à-dire les possibilités de déformations sous les forces occlusales, sans que le matériau ne casse.

Pour les résines composites, elle est faible et a tendance à augmenter avec le temps : cela est dû à une décohésion des charges. (75 ; 0)

3.9.1.1.3 Résistance à l'usure

Elle dépend :

- de la taille des charges : plus elles sont fines, moins le matériau est résistant,
- de la présence de bulles au sein du composite,
- de sa dureté,
- de la dimension et de la localisation de la restauration,
- du taux de conversion lors de la polymérisation. (25 ; 26 ; 100)

3.9.1.1.4 Rétraction de polymérisation

C'est le comportement volumétrique de la résine lors de sa prise. Elle est de 2 à 3.5% du volume du matériau : plus la restauration est volumineuse, plus la rétraction sera importante. Il est donc conseillé de polymériser par couches successives de 2 mm. (36 ; 100)

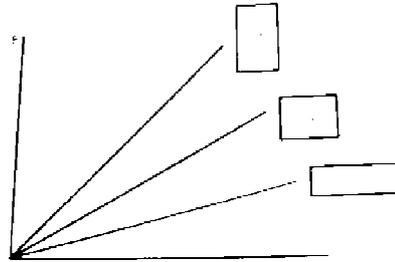


Figure 20. Caractéristique de la force de déformation d'un même matériau mais de dimensions différentes, schéma de CRAIG R. (1997)

Elle est d'autant plus importante que le matériau est peu chargé et que la phase résineuse est abondante. (100)

La rétraction de polymérisation va entraîner une baisse de l'adhésion et donc une diminution de l'herméticité de la restauration. (11 ; 25 ; 26 ; 100) Des hiatus de 5 à 20 μ m vont apparaître rapidement à la jonction de la dent et de la restauration qui seront rapidement envahis par les fluides buccaux puis les bactéries. (36 ; 84)

3.9.1.1.5 Comportement thermique

C'est le coefficient de dilatation thermique qui est ici mesuré : il est nettement plus important que celui de l'émail ou de la dentine. Il faut donc une excellente adhésion pour contrecarrer les variations volumétriques et éviter une infiltration bactérienne. (25 ; 100)

Les résines composites ne sont pas conductrices ni de chaleur, ni de courants électriques.

3.9.1.1.6 Absorption hydrique

Elle dépend du taux de conversion, c'est-à-dire du taux de polymérisation, soit du nombre de monomères encore libres après polymérisation.

Elle se fait progressivement.

Cela marque le vieillissement de la résine composite qui perd alors ses qualités mécaniques et esthétiques. (25 ; 26 ; 100)

3.9.1.1.7 Adhésion

Elle est intrinsèquement nulle, mais est indispensable à la pérennité de la restauration : elle dépend donc des systèmes adhésifs utilisés. Il est préférable que les limites de la préparation soit majoritairement amélaire. (36)

3.9.1.1.8 Radio opacité

Elle doit être supérieure à celle de l'émail ou de la dentine afin de visualiser les restaurations sur une radiographie, et donc de les différencier d'éventuelles lésions carieuses.

Elle est liée à la présence d'éléments ayant des numéros atomiques élevés au sein de la matrice, tels que le baryum, le strontium, ...

3.9.1.2 Propriétés optiques

Ces propriétés sont liées à la réfraction, diffraction et à l'absorption de la lumière. Elles dépendent donc des caractéristiques optiques des charges : granulométrie, état de surface... Les résines micro-chargées auront le meilleur rendu cosmétique.

Le polissage et le lustrage du composite une fois polymérisé diminueront l'absorption hydrique et apporteront un rendu proche de celui de la dent naturelle. (100)

3.9.1.3 Propriétés biologiques

Les composites sont composés de monomères potentiellement toxiques pour le complexe dentino-pulpaire : en contact direct avec des fibroblastes de mammifères, le bis-GMA et UDMA engendrent des effets irréversibles sur le métabolisme cellulaire. (80)

La biocompatibilité des résines composites va donc dépendre de l'épaisseur de dentine résiduelle (EDR) c'est-à-dire, de l'épaisseur de dentine présente entre le matériau de restauration et la pulpe, car malgré leur haut poids moléculaire, des monomères peuvent diffuser au sein de certains canalicules. (80 ; 100)

Les résines adhésives peuvent également libérer des ions fluor et ainsi avoir un pouvoir cariostatique et antibactérien. Mais ces activités sont faibles comparées aux CVI et aux CVI-MAR. (120) De plus, ces composites sont plus sujets à l'hydrolyse, à la libération de monomères résineux et donc plus fragiles. (120)

Il est observé également, sur les restaurations composites, un développement de la plaque bactérienne plus rapide que sur les autres types de matériaux. (36)

3.9.2 LES RESINES COMPOSITES MODIFIEES

(LES COMPOMERES)

Proposés par De Trey dans les années 90, ce matériau est composé d'un monomère auquel est associé un groupement acide carboxyle hydrophile. Il est ajouté également des verres d'aluminosilicate pouvant agir avec ces groupements acides. C'est un matériau intermédiaire entre les composites et les CVI. (11 ; 0)

Les compomères sont ainsi moins sensibles à l'absorption hydrique car l'eau est l'initiateur de la réaction acide-base : elle va ioniser les acides carboxyliques, dont les protons ainsi libérés vont attaquer les charges de verre et les surfaces dentaires minéralisées. (100 ; 0)

Ils ont donc des propriétés similaires aux CVI :

- adhésion vraie,
- libération de fluor (120),
- facilité d'utilisation : le mordantage et l'utilisation d'adhésif ne sont pas obligatoires mais fortement conseillés,

Néanmoins, les propriétés des composites sont conservées :

- leur qualité optique,
- leur faible dissolution par les fluides buccaux.

Mais leurs propriétés mécaniques sont plus faibles que celles des composites, et ils présentent une forte rétraction de prise. De plus leur biocompatibilité est proche de celle des composites.

Leur utilisation est donc intéressante pour la réalisation de soins esthétiques, de faible profondeur, chez des patients difficiles, ayant un défaut d'hygiène (patients handicapés par exemple) et/ou lors de proximité gingivale.

3.9.3 LES SYSTEMES ADHESIFS

3.9.3.1 La boue dentinaire (smear layer)

La boue dentinaire ou « smear layer » en anglais, est un enduit généré lors du fraisage.

Elle est composée de débris de collagène, d'eau d'origine dentinaire, des hydroxyapatites amélares arrachées lors du fraisage ainsi que de la salive, du sang, de la plaque, du tartre et des bactéries. (37) Elle mesure de 1 à 7 μm . Son épaisseur et sa structure varient suivant le type de fraises utilisées et de leur bonne utilisation, ainsi que de la dentine traitée. (36 ; 100)

Composée de débris de diamètres inférieurs à ceux des tubules, elle crée des bouchons au sein des tubuli dentinaires (« smear plug »). (36) Elle occuperait, en moyenne, 78,5% du volume occupé normalement par le fluide transdentinaire (90), réduisant ainsi la perméabilité dentinaire de 83% (29 ; 89). C'est pourquoi elle a longtemps été considérée comme une barrière protectrice de la pulpe.

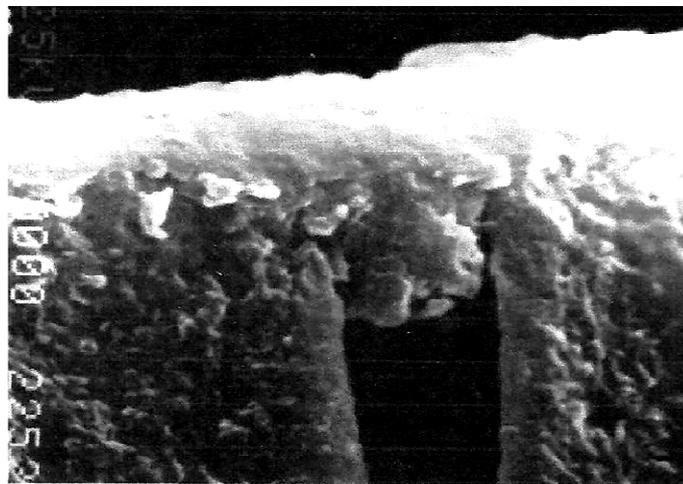


Figure 21. Photographie au MEB d'un bouchon dentinaire. D'après PASHLEY DH. (1996)

De plus, elle possède un excellent pouvoir tampon grâce à la présence de phosphates et de collagène.

Mais elle diminue l'énergie de surface de la dentine, et son adhésion à celle-ci est faible : elle compromet donc la pérennité du collage et l'herméticité à long terme de la restauration. De plus elle est septique, poreuse et non stable. (90 ; 100)

Très adhérente, elle n'est pas éliminée par un spray air/eau. En revanche, elle est sensible aux acides. (90 ; 100) Elle pourra donc être éliminée (mordançage total) ou modifiée afin de la rendre perméable aux monomères adhésifs (système adhésif auto-mordançant). (36)

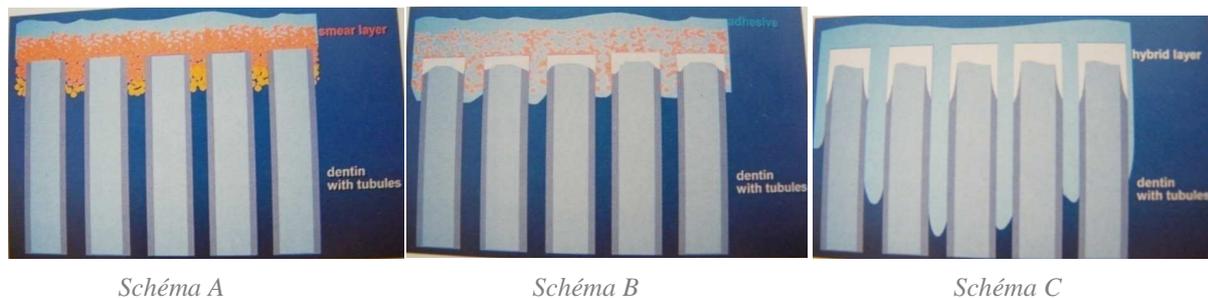


Figure 22. Différents traitement de la boue dentinaire en vue d'un collage : infiltration de la boue (Schéma A), dissolution sélective de la boue dentinaire (schéma B) et élimination de la boue (schéma C).
D'après ROULET JF et DEGRANGE M. (2000)

3.9.3.2 Les différents systèmes adhésifs

Le concept de « systèmes adhésifs » apparaît vers 1985- 1991. On parle de traitement de la surface dentinaire : on élimine la boue dentinaire et on ajoute un agent de couplage hydrophile. L'adhésion passe de 3-5 MPa à 8-12 MPa. Les systèmes sont maintenant performants mais longs et contraignants à manipuler. (100)

Afin de simplifier leur utilisation, les fabricants ont associé différentes étapes de la technique adhésive :

- regroupement du primaire et de l'adhésif dans un même flacon,
- regroupement du primaire et de l'acide de mordançage,
- regroupement du mordançage, du primaire et de l'adhésif dans le même flacon : on parle « d'adhésif mono composant » ou « one bottle system ».

La boue dentinaire était éliminée avec les systèmes avec mordançage préalable, elle est modifiée avec les systèmes auto-mordançants : elle est dissoute superficiellement et incorporée à la couche hybride. Les constituants organiques de la boue sont associés à la résine tout comme les fibres de collagène de la dentine. (37) La couche hybride est alors diminuée : 1 µm. (29) Il n'y a plus de soucis d'humidité de la dentine car il n'y a plus de rinçage. (36 ; 100)

Malgré les avantages des systèmes adhésifs SAM 1 (« one step »), ils ont certains défauts :

- ils engendrent des mouvements d'eau : les monomères hydrophiles se regroupent en domaines hydrophiles, créant des micro-canaux au sein de la couche hybride et de l'adhésif jusqu'à la jonction avec le composite. L'humidité de la dentine diffuse au sein de l'adhésif et son évaporation est difficile. Il y a donc création de membranes perméables à l'eau mais également à certains ions dans les deux sens (de la reconstitution vers la couche hybride et inversement). Il peut y avoir surpression et présence de douleurs postopératoires. Le collage peut être également compromis. (36) Ceci pourrait être diminué par l'ajout d'HEMA et d'un séchage avant polymérisation. (100) Néanmoins, les SAM engendrent moins de douleurs post-opératoires que les systèmes adhésifs nécessitant un mordantage préalable. C'est l'oblitération efficace des tubuli qui permettrait à la couche adhésive de dissiper les contraintes liées au retrait de polymérisation de la résine et donc de diminuer les sensibilités que cette rétraction peut engendrer. La couche adhésive peut être considérée comme un amortisseur des contraintes que subit la restauration : rétraction, choc, ... (37)
- ils sont plus acides car ils doivent déminéraliser la dentine mais aussi l'émail : Le Clearfil Liner Bond II a un pH de 1,5 par exemple (100). Ils ne permettraient pas, malgré cela, de déminéraliser suffisamment l'émail et on observe à long terme des défauts d'adaptation marginale. Les systèmes en un flacon contiennent de l'acide nitrique, de l'acide citrique, de l'acide maléique, de l'acide pyruvique, de l'acide polyacrylique et/ou de l'acide oxalique. C'est le mordantage à l'acide ortho phosphorique qui procure le meilleur résultat. Il faudrait donc mordancer uniquement l'émail avant d'appliquer l'adhésif, ce qui nous fait revenir à un système en 2 temps. (29 ; 36 ; 37)
- du fait de leur acidité, les monomères sont moins stables. Cela nécessite alors la présence de deux flacons, où l'on mélange les produits au dernier moment. Certains fabricants proposent des capsules contenant les deux produits permettant un mélange plus rapide, et un contrôle des doses. (100)

Ces monomères acides peuvent empêcher la phase d'amorçage lors de la réaction de prise de certains composites. (29)

La couche hybride étant diminuée, elle peut être considérée comme trop faible pour supporter les contraintes mécaniques appliquées à la restauration et l'hydrolyse.

Il est conseillé d'utiliser des fraises en carbure de tungstène ou à grains fins (bague rouge) afin de diminuer la boue dentinaire avant d'appliquer le système adhésif en un temps. (29) On peut également réaliser un mordantage préalable permettant de nettoyer la dentine et ainsi de créer une zone aseptisée, tout comme après l'application de Ca(OH)_2 . (12)

3.9.3.3 Propriétés biologiques

La formation d'un pont dentinaire a été constatée lors d'application de résine adhésive in vitro. (20 ; 24) Mais ces résultats sont controversés. Pour certains, la création de dentine réactionnelle est liée à la résine adhésive elle-même. (17) Pour d'autres, c'est la réalisation efficace du collage et de la restauration qui évitera l'inflammation pulpaire, et permettra de mettre la pulpe au repos, et ainsi de favoriser la formation de dentine réactionnelle. (12 ; 80)

En effet, quel que soit le traumatisme, le système immunitaire de la dent va sécréter de la dentine réactionnelle en réponse à l'inflammation pulpaire. Cette dernière doit être limitée dans le temps ainsi qu'en intensité pour que ce système soit efficace. (36) D'où la nécessité de réaliser une restauration hermétique et pérenne.

3.9.3.4 Applications cliniques

La principale source d'inflammation pulpaire est liée à la présence de bactéries : l'herméticité immédiate et pérenne est nécessaire pour la conservation de la vitalité pulpaire. (46) L'infiltration par les fluides buccaux puis par les toxines et enzymes bactériennes commence à partir de hiatus de 2 µm de diamètre. (5 ; 36) Hélas les différentes étapes de la pose d'une résine adhésive (mordançage, application d'un primer, puis de la résine, ou d'un SAM, le séchage de l'émail tout en conservant la dentine humide, ...) sont opérateurs dépendants. (29 ; 37)

Il est nécessaire que le collage se fasse à l'abri de la salive et de toute source d'humidité : la digue est donc indispensable.

Préalablement à la pose du champ opératoire, il est conseillé de nettoyer la cavité et les surfaces amélaire adjacentes, à l'aide d'un spray air-eau, d'une cupule en caoutchouc et de la pâte à polir. Les dentifrices commerciaux sont déconseillés car trop huileux : ils feraient obstacle au mordançage. (115) L'usage d'un désinfectant peut également être recommandé (chlorhexidine, alcool, eau oxygénée, préparations commerciales comme le TUBULICID® ...)

Il faut adapter son adhésif à la lésion (36) :

- sur une dent antérieure, les surfaces dentaires étant principalement amélaire, un système adhésif en deux temps (MR) avec un mordançage préalable est conseillé.
- sur des lésions avec une limite gingivale, il est préférable d'utiliser un système en un flacon (SAM) car leur solvant est généralement de l'eau.
- lors d'un traumatisme, il n'y a pas de création de boue dentinaire, il est donc conseillé d'utiliser un système en deux temps. (29 ; 114)

Dans le cas d'un mordantage préalable à l'application d'adhésif, il est recommandé d'utiliser un gel d'acide orthophosphorique à une concentration comprise entre 30 et 40%, pendant 15 à 30 secondes suivant l'endroit (ne pas dépasser 15 secondes sur la dentine). (36) Il s'en suit un rinçage au moins égal au temps d'application de l'acide. Le mordantage total des structures dentaires, correctement utilisé comme décrit précédemment, n'engendre pas de pathologies pulpaire irréversibles. (36 ; 84)

L'application d'adhésif doit se faire par massage en zig zag de la dentine. Il faut laisser évaporer les solvants à l'aide d'un séchage doux puis attendre quelques secondes avant de polymériser. La dentine doit être alors brillante.

Il est conseillé de polymériser la résine adhésive le temps indiqué par le fabricant voire plus et avec une intensité lumineuse adéquate, afin de diminuer le nombre de monomères libres : c'est la densité d'énergie qui compte. Il y aura ainsi création d'une couche hybride, obturant les tubuli dentinaires. (29) Dans le cas des SAM, il est préférable de ne pas attendre avant de polymériser la résine adhésive, afin d'éviter la création de micro-canaux. (36)

C'est grâce à cette couche hybride, à ses nombreuses digitations et à l'obturation des tubuli qu'on peut la considérer comme une barrière à la pénétration de bactéries et autres substances : on peut donc la considérer comme une protection pulpaire. On parle d'adhésion totale. (37)

D'après DEGRANGE M. (2010), pour améliorer les joints à long terme, on peut appliquer de la chlorhexidine à 0,5% pendant 30 secondes après le mordantage, ou entre deux couches d'adhésifs auto-mordant. (29 ; 0) Elle empêcherait la dégradation enzymatique de la couche hybride à long terme, ainsi que les reprises carieuses sous les restaurations par son large spectre antibactérien et notamment son action sur *l'Enterococcus faecalis* (0). La chlorhexidine pourrait également être associée au sein des composites dans l'avenir. (29 ; 128)

Afin de contrôler la rétraction volumétrique, il est conseillé de déposer le composite par apposition de couches successives de 2 mm, c'est-à-dire de réaliser une stratification. (26 ; 31 ; 37 ; 113)

- soit en réalisant un « matelas » en composite fluide de 2 mm d'épaisseur. En effet les résines fluides possèdent de longues chaînes de polymérisation qui sont plus souples. Ainsi, la contraction de prise est réduite, ainsi que le coefficient d'élasticité : la restauration sera plus étanche et donc plus stable dans le temps. (36) Le composite fluide va recouvrir l'ensemble du fond de la cavité grâce à sa viscosité, et ainsi, amortir les contraintes. (ex : Surefil SDR[®] de chez Dentsply)

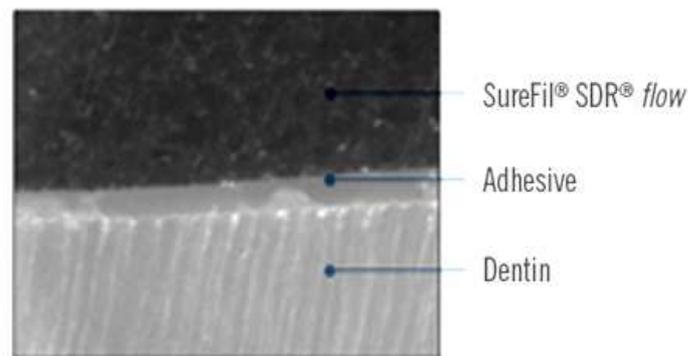


Figure 23. Image au MEB du joint dentin/ résine adhésive/ résine composite fluide, le Surefil[®] SDR[®] de chez Dentsply. D'après DENTSPLY (Laboratoire).

- soit par application de composite par petites digitations, afin de diminuer la rétraction de polymérisation et donc les douleurs postopératoires et l'infiltration bactérienne qui en sont les conséquences.

Il est conseillé que la polymérisation se fasse de façon progressive afin de diminuer la rétraction de prise. (59) Des lampes à polymériser de nouvelles générations augmentent graduellement leur intensité lumineuse. En l'absence de ces lampes, on peut allumer la lampe en dehors de la cavité buccale et puis la rapprocher de la restauration à polymériser. Néanmoins, d'autres études montrent que cela ne diminue pas le risque de percolation. (19 ; 36) La bonne orientation et la position du faisceau lumineux, ainsi qu'une intensité comprise entre 400 et 800 mW/cm², seraient suffisants pour une polymérisation optimale. (36 ; 65 ; 105)

Le polissage et la finition du composite vont permettre d'améliorer l'esthétisme et la fonction masticatoire, mais surtout de minimiser l'adhésion de la plaque dentaire donc l'infiltration bactérienne et le vieillissement prématuré de la restauration. (25 ; 100)

TABLEAU RECAPITULATIF DES FONDS PROTECTEURS ETUDIÉS

Propriétés des matériaux	Résistance à la compression, aux contraintes mécaniques	Vieillessement	Interaction avec la restauration ou le système adhésif	Antiseptique, antalgique	Adhésion aux structures dentaires	Minéralisation des structures dentaires	Favorise la dentinogénèse	Protection thermique et chimique de la pulpe
Matériaux Cyanacrylate					Non permanente	Non	Non	Oui
Solutions à base de glutaraldéhyde			Diminution de l'adhésion de la restauration	Oui	Oui si associé à une résine adhésive	Précipitation des protéines au sein des tubules dentinaires	Non	Oui, par précipitation de protéines au sein des tubuli
Liner et vernis	Faible	Se dissout	Diminution de l'adhésion de la restauration	Oui, si contient de l'hydroxyde de Ca	Non	Par dépôt de fluor, mais faible quantité	Faible	Non
Ciment à base d'oxyde de zinc, eugénool	Faible (entre 6 et 14 MPa)		Oui, empêche la prise des résines composites	Oui	Adhésion vraie		Oui	Irrite la pulpe par libération d'eugénool libre
Ciment à base d'hydroxyde de calcium	Faible (entre 3,9 et 10,5 MPa)	Se dissout	Oui si photo-polymérisable	Bactériostatique, anti-inflammatoire, antalgique	Nulle, Faible si photo-polymérisable	Précipitation des tubules dentinaires	Oui	Faible
Ciment verre-ionomère	Moyenne (125 MPa)	Absorption hydrique	Non	Oui, par la libération de fluor au début de la prise	Bonne (entre 4 et 10 MPa avec la dentine) : adhésion vraie	Création de fluoro-hydroxyapatite	Non	Oui
Biodentine*	Bonne (297 MPa)	Résistant à la dégradation hydrique au bout de 28 jours	Non		Adhésion micro-mécanique	Formation de « mineral tag »	Oui	Oui
Résine composite et leur système adhésif	Variable suivant le type de résines utilisées	Dépend des charges aux seins de la résine, du taux de conversion,....		Non	Comprise entre 3 et 6 MPa, dépend du système adhésif et de l'opérateur	Oui si contient du calcium, du fluor	Non	Oui

CONCLUSION

En conclusion, les ciments à base d'hydroxyde de calcium restent encore aujourd'hui des matériaux très efficaces comme fond protecteur sous une restauration adhésive. Les techniques laminées à base de CVI et de résine composite, ont leur intérêt sur des lésions laissant suffisamment d'épaisseur de dentine résiduelle. Reste la possibilité d'une restauration composite sans utilisation de fond protecteur. Cette dernière technique est la plus simple et peut être la plus efficace et la plus durable mais la moins fiable, car elle est opérateur dépendant.

Le choix de l'application d'un fond protecteur et de la restauration adhésive pourrait être lié à l'épaisseur de dentine résiduelle supposée : (20 ; 37)

- plus de 1,5 mm d'EDR, l'utilisation unique d'un adhésif et d'une restauration composite serait suffisante.
- entre 0,5 et 1,5 mm, l'apposition d'un substitut dentinaire à base de CVI serait intéressante.
- en-dessous de 0,5 mm, l'application d'hydroxyde de calcium serait préférable.

Un nouveau matériau a récemment fait son apparition : elle est appelée « dentine de substitution », et a reçu le prix de l'innovation de la profession en 2010. Les études sur la Biodentine[®] sont prometteuses quant à l'utilisation de ce produit. Mais il est encore trop récent, peu d'études ont été publiées.

L'avenir se porte également sur des matériaux renforcés en agents reminéralisants comme des composites ou des systèmes adhésifs renforcés en calcium et en fluor. (28 ; 37 ; 128) Des facteurs de croissance pourraient également être rajoutés au système adhésif, comme le TGF- β 1, le TGF- β 2 ou l'interleukine (IL)-1 (44 ; 80), ou bien encore des hormones de croissance. (71) Mais ces idées d'avenir ne sont encore qu'à l'état d'études. L'amélioration de l'adhésion, et notamment des systèmes en un temps, est plus envisageable à court terme.

Néanmoins, quels que soient les matériaux utilisés, il est important qu'ils ne soient pas iatrogènes. D'où la nécessité d'un diagnostic clinique (test au froid, test de percussion, test électrique...) ainsi que d'un examen radiologique afin d'évaluer la profondeur de la lésion et le risque d'effraction pulpaire. Puis d'utiliser des instruments adaptés : contre-angle bague rouge, fraise peu usagée, irrigation... afin de préserver la vitalité pulpaire quelle que soit la profondeur de la lésion. Il faudra adapter le type de restauration au risque carieux, à la motivation du patient, ainsi qu'à la cavité. (20)

Mais le meilleur moyen de conserver la pulpe vivante est d'éduquer les patients à l'hygiène bucco-dentaire et notamment inter-dentaire, de prévenir les caries par des contrôles cliniques et radiographiques réguliers, et si besoin par l'apposition de fluor sur des lésions initiales.

LEXIQUE DES ABBREVIATIONS

- ✓ ADF : Association Dentaire Française.
- ✓ Ca : Calcium, numéro atomique : 20.
- ✓ Ca(OH)₂ : Hydroxyde de calcium.
- ✓ CVI : Ciment Verres Ionomères.
- ✓ EBA : Acide etoxy benzoïque.
- ✓ EDR : Épaisseur de Dentine Résiduelle.
- ✓ F : Fluor, numéro atomique : 9.
- ✓ Fe : Fer, numéro atomique : 26.
- ✓ GMA (bis- GMA) : Bisphenol A-Glycidyl Methacrylate.
- ✓ MEB : Microscope à Balayage Électronique.
- ✓ MR : Mordançage, Rinçage : résine adhésive nécessitant un mordançage et un rinçage préalable.
- ✓ MTA : Mineral Trioxide Aggregate.
- ✓ OP : Ostéo-protégérine
- ✓ SAM : Système Auto-Mordançant : résine adhésive ne nécessitant pas de mordançage préalable,
- ✓ Si : Silicium, numéro atomique : 14.
- ✓ TGF : Transforming Growth Factor.
- ✓ UDMA : Uréthane di- méthacrylate.
- ✓ Zn : zinc, numéro atomique : 30.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

- Figure 1.** Représentation schématique de préparations cavitaires montrant la densité et le diamètre des tubuli dentinaires au niveau superficiel et profond en coronaire ainsi qu'au niveau radiculaire. D'après PASHLEY DH. (1996)..... 8
- Figure 2.** Suintement d'eau dans les tubules dentinaires. D'après PASHLEY DH. (1996)..... 9
- Figure 3.** Schéma explicatif de la réaction de prise des CVI. Inspiré par des schémas de CRAIG R (1997), ROULET JF et DEGRANGE M (2000)..... 20
- Figure 4.** Schéma d'une résine composite. 1 : matrice organique, 2 : silane, 3 : charges. LEPRINCE J, LELOUP G, VREVEN J et coll (2010). 21
- Figure 5.** Molécule de bis-GMA de Bowen, inspiré par des schémas de BURDAIRON G (1990) et CRAIG R (1997). 23
- Figure 6.** Schéma montrant la molécule d'uréthane di-méthacrylate, inspirés par des schémas de BURDAIRON G (1990) et CRAIG R (1997). 24
- Figure 7.** Schéma explicatif de la mouillabilité d'une surface, d'après BURDAIRON G (1990). 28
- Figure 8.** Micrographie au MEB de l'interface dentine-résine. A noter, la forme en cône inversé 'flèche de la résine dans les tubules, d'après ROULET JF et DEGRANGE M (2000). 30
- Figure 9.** Schéma regroupant les principaux facteurs intervenant dans l'usure des composites. D'après LEPRINCE J, LELOUP G, VREVEN J et coll. (2010). 31
- Figure 10.** 2-cyanoacrylate de méthyle, schéma tiré de WIKIPEDIA. 32
- Figure 11.** Principe de polymérisation du 2-cyanoacrylate de méthyle, schéma tiré de WIKIPEDIA..... 33
- Figure 12.** Structure chimique du glutaraldéhyde : Pentane-1,5-dial. Schéma tiré de WIKIPEDIA..... 35
- Figure 13.** Symbole lié au glutaraldéhyde, signifiant « sensibilisant, mutagène, cancérigène, reprogène. », d'après WIKIPEDIA. 35
- Figure 14.** Réaction de prise des ciments à l'oxyde de zinc, d'après BURDAIRON (1990).. 41
- Figure 15.** Inclusions cellulaires et tunnel au sein d'une barrière minéralisée, 6 jours après l'application d'hydroxyde de calcium. Vu au microscope, x125 D'après MODENA K, CASAS-APAYCO L, ATTA M et coll. (2009) 49

Figure 16. Schéma explicatif de la réaction de prise des CVI MAR. Inspiré par des schémas de ROULET JF et DEGRANGE M. (2000).....	55
Figure 17. Image au MEB montrant l'interface entre une dent et une restauration au CVI-MAR (Fuji II LC, image x500), d'après HALLETT KB et GARCIA-GODOY F. (1993).....	57
Figure 18. Image de croissance cristalline au sein de tubuli dentinaires en contact avec la Biodentine [®] , vu au MEB. D'après COLON P, GOLDBERG M et coll. (2010).....	61
Figure 19. Effets du nouveau ciment à base Ca ₃ SiO ₅ sur la minéralisation des cellules pulpaire : a) culture témoin, b) culture après application de Biodentine au bout de 4 semaines, c) culture après application de MTA au bout de 4 semaines. D'après LAURENTA P, CAMPSA J, DE M'EOB M et coll. (2008).....	62
Figure 20. Caractéristique de la force de déformation d'un même matériau mais de dimensions différentes, schéma de CRAIG R. (1997)	65
Figure 21. Photographie au MEB d'un bouchon dentinaire. D'après PASHLEY DH. (1996)	69
Figure 22. Différents traitement de la boue dentinaire en vue d'un collage : infiltration de la boue (Schéma A), dissolution sélective de la boue dentinaire (schéma B) et élimination de la boue (schéma C). D'après ROULET JF et DEGRANGE M. (2000)	70
Figure 23. Image au MEB du joint dentin/ résine adhésive/ résine composite fluide, le Surefil [®] SDR [®] de chez Dentsply. D'après DENTSPLY (Laboratoire).....	74

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1. ABOU HASHIEH I, FRANQUIN JC, COSSET A et coll.**
Relationship between dentine hydraulic conductance and the cytotoxicity of four dentine bonding resins in vitro.
J Dent 1998;**26**:473-477.
- 2. ABOU HASHIESH I, FRANQUIN JC, DEJOU J et CAMPS J.**
Eugenol diffusion through dentin related to dentin hydraulic conductance.
Dent Mater 1998;**14**:229-236.
- 3. ALLIOT-LICHT B, BLUTEAU G, LOPEZ-CAZAUX S et coll.**
Cellules progénitrices pulpaire et réparation dentinaire.
Cah ADF 2006;**20**(21):43-49.
- 4. ASMUSSEN E, HANSEN EK et PEUTZFELDT A.**
Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system.
J Dent Res 1991;**70**(9):1290-1293.
- 5. BERGENHOLTZ G.**
Pathogenic mechanisms in pulp disease
J Endod 1990;**16**(2):98-101.
- 6. BHASKAR S, FRISCH J et MARGETIS P.**
Tissue response to a dental cement containing butyl cyanoacrylate.
J Dent Res 1969;**48**(1):57-60.
- 7. BRAUER G, SIMON L et SANGERMANO L.**
Improved Zinc Oxide-Eugenol Type Cements.
J Dent Res 1962;**41**:1096.
- 8. BRES EF, PLANEIX JM et HOSSEINI MW.**
Élaboration d'un matériau composite organique-inorganique à application odontologique.
Cah ADF 2002;**12/13**(1):38-41.

- 9. BRONWEN VORHIES A, DONLY KJ, STALEY RN et WEFEL JS.**
Enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets bonded with hybrid glass ionomer cements: an in vitro study.
Am Orthod Dentofac Orthop 1998;**6**(114):668-674.
- 10. BROWNING WD, JONHSON WW et GREGORY PN.**
Reduction of postoperative pain: a double-blind, randomized clinical trial.
J Am Dent Assoc 1997;**128**(12):1661-1668.
- 11. BURDAIRON G.**
Abrégé des biomatériaux dentaires. 2^e éd.
Paris : Masson,1990.
- 12. BÜYÜKGÜRAL B et CEHRELI Z.**
Effect of different adhesive protocols vs calcium hydroxide on primary tooth pulp with different remaining dentin thicknesses: 24-month results.
Clin Oral Invest 2008;**12**(1):91–96.
- 13. BYERS MR et NARHI MV.**
Dental injury models: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptor functions.
Crit Rev Oral Biol Med 1999;**10**(1):4-39.
- 14. CABEZA M, KEDDAM M, NONOA X et coll.**
Impedance spectroscopy to characterize the pore structure during the hardening process of Portland cement paste.
Electrochim Acta 2006;**51**:1831–1841.
- 15. CAMILLERI J.**
Evaluation of the effect of intrinsic material properties and ambient conditions on the dimensional stability of white mineral trioxide aggregate and Portland cement.
J Endod 2011;**7**(2):239-245.
- 16. CAMILLERI J, MONTESIN J, CURTIS R et FORD T.**
Characterization of Portland cement for use as a dental restorative material.
Dent Mater 2006;**22**:569–575.
- 17. CAVALCANTI B, RODE S et MARQUES M.**
Cytotoxicity of substances leached or dissolved from pulp capping materials.
Int Endod J 2005;**38**(8):505–509.

18. CHARDIN H, SEPTIER D et GOLDBERG M.

Visualization of glycosaminoglycans in rat incisor predentin and dentin with cetylpyridinium chloride-glutaraldehyde as fixative.
J Histochem Cytochem 1990;**38**(6):885-894.

19. CHARTON C, COLON P et PLA F.

Shrinkage stress in light-cured composite resins: Influence of material and photoactivation mode.
Dent Mater 2007;**23**(8):911-920.

20. CHAZEL JC, ESBER S, KOUASSI M et PELISSIER B.

Pulpopathies iatrogènes. Etiologies, prévention et traitements.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-260-V-10, 2008, **12**.

21. CHUANG SF, JIN YT, TSAI PF et WONG T.Y.

Effect of various surface protections on the margin microleakage of resin-modified glass ionomer cements.
J Prosthet Dent 2001;**86**(3):309-314.

22. CIVJAN S, HUGET E, WOLFHARD G et WADDEL LS.

Characterization of Zinc Oxide-Eugenol Cements Reinforced with Acrylic Resin.
J Dent Res 1972;**51**(1):107.

23. COLON P, GOLDBERG M et coll.

Biodentine[®]: vers une dentine synthétique en capsule?
Cercle Dent 2010;**42**:1-12.

24. COX CF, SUZUKI S, SUZUKI SH et COX LK.

Histological evaluation of direct pulp capping with various adhesive systems.
In : SHIMONO M, MAEDA T, SUDA H, TAKASHI K, eds. Dentin/Pulp complex.
Tokyo : Quintessence International, 1996:209-216.

25. CRAIG R.

Restorative dental materials. 10^e ed.
St Louis: Mosby, 1997.

26. CRAIG R, O'BRIEN W et POWERS J.

Dental materials: properties and manipulation. 6^e ed.
St Louis: Mosby, 1996.

27. DAVIDOVICH E, WEISS E, FUKS AB et BEYTH N.

Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment.

J Am Dent Assoc 2007;**138**(10):1347-1352.

28. DAVIDSON CL.

Les matériaux de demain seront-ils intelligents ?

Cah ADF 2001;**11**(1):4-9.

29. DEGRANGE M.

Conférence: Quel adhésif choisir en 2010. Comment bien l'utiliser et pour quelles indications?

11ème Entretiens Ricordeau, Nantes, 18 Mars 2010.

30. DENTSPLY (Laboratoire).

Surefil[®] SDR[®]

<http://www.surefilsdrflow.com>

31. DERBANNE M, BESSE V, LE GOFF S et coll.

Synthesis and adhesive properties of acidic monomers for dental applications.

Dent Mater 2010;**26**(1):e6.

32. DESCHEPPER EJ, BERR III EA, CAILLETEAU JG et TATE WH.

A comparative study of fluoride release from glass-ionomer cements.

Quintessence Int 1991;**22**(3):215–219.

33. DIETRICH TH, LOSCHEB AC, LOSCHEB GM et ROULET JF.

Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine.

J Dent 1999;**27**(2):119–128.

34. DIETSCHI D, DE SIEBENTHAL G, NEVEU-ROSENSTAND L et HOLZ J.

Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation.

Quintessence Int 1995;**26**(10):717-727.

35. DONLY K, SEGURA A, KANELLIS M et ERICKSON R.

Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations.

J Am Dent Assoc 1999;**130**(10):1459-1466.

- 36. DUPAS C, GAUDIN A, PERRIN D et MARION D.**
Étanchéité des obturations coronaires.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-725-G-10, 2009, **10**.
- 37. EL ARROUF N, SAKOUT M et ABDALLAOUI F.**
Protection pulpo-dentinaire et adhésion : évolution des concepts biologiques et implications cliniques en pratique quotidienne.
Rev Odontostomatol 2010;**39**(2):112-133.
- 38. FAGUNDES T, BARATA T, PRAKKI A et coll.**
Indirect pulp treatment in a permanent molar: case report of 4 years follow up.
J Appl Oral Sci 2009;**17**(1):70-74.
- 39. FELTON D, BERGENHOLTZ G et COX CF.**
Inhibition of bacterial growth under composite restorations following GLUMA pretreatment.
J Dent Res 1989;**68**(3):491-495.
- 40. FUKS A.**
Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and treatment perspectives.
J Endod 2008;**34**(7S):18-24.
- 41. GALLO JR, BURGESS JO, RIPPS AH et coll.**
Three-year clinical evaluation of two flowable composites.
Quintessence Int 2010;**41**(6):497-503.
- 42. GEMALMAZ D, YORUC B, OZCAN M et ALKUMRU HN.**
Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements.
J Prosthet Dent 1998;**80**(4):474-478.
- 43. GOLBERG M et SMITH AJ.**
Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: a biological basis for repair and tissue engineering.
Crit Rev Oral Biol Med 2004;**15**(1):13-27.
- 44. GOLDBERG M, SIX N, DECUP F et coll.**
Application of bioactive molecule in pulp-capping situations.
Adv Dent Res 2001;**15**:91-95.

45. GORDON T, RANLY D et BOYAN B.

The effects of calcium hydroxide on bovine pulp tissue: variations in ph and calcium concentration.

J Endod 1985;**11**(4):156-160.

46. GREGOIRE G, POPULER P, MAGNE S et GUYONNET JJ.

Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie.

Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-225-H-10, 2008, **12**.

47. GRIFFIN S et HILL R.

Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part I: influence of aluminium to silicon ratio.

Biomaterials 1999;**20**(17):1570–1586.

48. GUASTALLA O, VIENNOT S et ALLARD Y.

Collage en odontologie.

Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-220-P-10, 2008, **7**.

49. HALLETT KB et GARCIA-GODOY F.

Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations: An in vitro study.

Dent Mater 1993;**9**(5):306-311.

50. HAMEL H, POUEZAT JA, BOHN W et coll.

Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice. Tome III. D1.

Nantes: Université de Nantes, 2001-2002:1-83.

51. HAMEL H, POUEZAT JA, FRAYSSE MC et coll.

Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice. Tome I. P2.

Nantes: Université de Nantes, 2001-2002:1-202.

52. HATTAB FN et AMIN WM.

Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating.

Biomaterials 2001;**22**(12):1449–1458.

53. HEWLETT ER et MOUNT GJ.

Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update

J Calif Dent Assoc 2003;**31**(12):483-492.

54. HEYERAAS KJ et BERGGREEN E.

Interstitial fluid pressure in normal and inflamed pulp.
Crit Rev Oral Biol Med 1999;**10**(3):328-336.

55. HEYS RJ et FITZGERALD M.

Microleakage of three cement bases.
J Dent Res 1991;**70**(1):55-58.

56. HICKS J, GARCIA-GODOY F, DONLY K et FLAITZ C.

Fluoride-releasing restorative materials and secondary caries.
Dent Clin North Am 2002;**46**(2):247-276.

57. HINOURA K, MIYAZAKI M et ONOSE H.

Dentin bond strength of light-cured glass-ionomer cements.
J Dent Res 1991;**70**:1542.

58. JOE EDITORIAL BOARD.

Uses of calcium hydroxide: an online study guide.
J Endod 2008;**34**(5 Suppl):e87-e92.

59. JONG (DE) LC, OPDAM NJ, BRONKHORST EM et coll.

The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations.
J Dent 2007;**35**(6):513-520.

60. KARAOĞLANOĞLU S, AKGÜL N, ÖZDABAK H et AKGÜL H.

Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins.
Dent Mater 2009;**28**(1):96-101.

61. KAYGIN B et AKGUN E.

Comparison of conventional varnishes with nanolacke UV varnish with respect to hardness and adhesion durability.
Int J Mol Sci 2008;**9**:476-485.

62. KHOWASSAH M et SAHS E.

The sealing properties of methyl 2-cyanoacrylate as an adhesive in dentistry.
J Dent Res 1966;**45**(2):376-378.

- 63. KOUBI SA, BROUILLET JL et PIGNOLY C.**
Restaurations esthétiques postérieures en technique directe.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-730-G-10, 2008, **6**.
- 64. KREJCI I, KUSTER M et LUTZ F.**
Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites.
J Dent Res 1993;**72**(2):490.
- 65. KUBO S, YOKOTA H, YOKOTA H et HAYASHI Y.**
The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations.
J Dent 2004;**32**(3):247-254.
- 66. LASFARGUES JJ, LOUIS JJ et KALEKA R.**
Classification des lésions carieuses. De Black aux concepts actuels par sites et stades.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-260-G-10, 2008, **19**.
- 67. LASFARGUES JJ et MACHTOU P.**
Dictionnaire des termes d'odontologie conservatrice, endodontie et odontologie restauratrice.
Paris : Edition SNPMD, 2004.
- 68. LAURENTA P, CAMPSA J, DE M'EOB M et coll.**
Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material.
Dent Mater 2008;**24**(11):1486–1494.
- 69. LEPRINCE J, LELOUP G, VREVEN J et coll.**
Polymères et résines composites.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-210-V-10, 2010, **28**.
- 70. LINDBERG A, VAN DIJKEN JW et LINDBERG M.**
Nine-year evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandwich technique in Class II cavities.
J Dent 2007;**35**(2):124-129.
- 71. LOPEZ-CAZAUX S, CORDONNIER T, JULIEN M et coll.**
L'hormone de croissance stimule la prolifération et la différenciation des odontoblastes m2h4 et des cellules pulpaire humaines.
Cah ADF 2007;**22/23**(1):25-32.

72. MAI S, KIM YK, KIM J et coll.

In vitro remineralization of severely compromised bonded dentin.
J Dent Res 2010;**89**(4):405-412.

73. MALKOC S, DEMIR A, SENGUN A et OZER F.

The effect on shear bond strength of different antimicrobial agents after acid etching.
Eur J Orthod 2005;**27**(5):484-488.

74. MARCZUK-KOLADA G, JAKONIUK P, MYSTKOWSKA J et coll.

Fluoride release and antibacterial activity of selected dental materials.
Postepy Hig Med Dosw 2006;**60**:416-420.

75. MARMASSE A, BROCHERE F et MAROIS PA.

Dentisterie opératoire. 2. Dentisterie restauratrice.
Paris. JB Baillière et fils, 1970.

76. MATALON S, WEISS EI, GORFIL C, NOY D et SLUTZKY H.

In vitro antibacterial evaluation of flowable restorative materials.
Quintessence Int 2009;**40**(4):327-332.

77. Mc CABE J.

Resin-modified glass-ionomers.
Biomaterials 1998;**19**:521-527.

78. MIYAKOSHI S, INOUE T et SHIMONO M.

Interface interactions of 4-META/MMA-TBB resin and dental pulp.
Arch Oral Biol 1994;**39**(1):147.

79. MIYASHITA H, WORTHINGTON HV et coll.

Pulp management for caries in adults: maintaining pulp vitality (Review).
The Cochrane Library 2008;**4**:1-22.

80. MODENA K, CASAS-APAYCO L, ATTA M et coll.

Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials.
J Appl Oral Sci 2009;**17**(6):544-552.

81. MOREAU J et XU HK.

Fluoride releasing restorative materials: Effects of pH on mechanical properties and ion release.

Dent Mater 2010;**26**:e227–e235.

82. MOUNT GJ.

Glass ionomers: a review of their current status.

Oper Dent 1999;**24**:115-124.

83. MOUNT GJ et MAKINSON OF.

Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction.

Oper Dent 1982;**7**:134-141.

84. MURRAY PE, ABOUT I, FRANQUIN JC et coll.

Restorative pulpal and repair responses.

J Am Dent Assoc 2001;**132**(4):482-491.

85. MURRAY PE, SMYTH T, HAFEZ AA et COX C.

Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies.

Crit Rev Oral Biol Med 2002;**13**(6):509-520.

86. NICHOLSON J.

Chemistry of glass-ionomer cements: a review.

Biomaterials 1998;**19**(6):485–494.

87. NOMOTO R et McCABE JF.

A simple acid erosion test for dental water-based cements.

Dent Mater 2001;**17**(1):53-59.

88. PARIROKH M et TORABINEJAD M.

Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties.

J Endod 2010;**36**(1):16-27.

89. PASHLEY DH.

Clinical considerations of microleakage.

J Endod 1990;**16**(2):70-77.

90. PASHLEY DH.

Dynamics of the pulpo-dentin complex.
Crit Rev Oral Biol Med 1996;**7**(2):104-133.

91. PASHLEY DH et MATTHEWS WG.

The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro.
Arch Oral Biol 1993;**38**(7):577-582.

92. PENNEAU M et RIPAULT B.

Maladies professionnelles et stomatologies. Maladies dentaires liées à un exercice professionnel.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-910-M-10, 2008, **7**.

93. PEUMANS M, KANUMILLI P, DE MUNCK J et coll.

Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials.
Dent Mater 2005;**21**(9):864-881.

94. POUEZAT JA, FRAYSSE MC, AMADOR G et coll.

Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice. Tome II. P2.
Nantes: Université de Nantes, 2001-2002:1-140.

95. PRABHAKAR AR et BEDI S.

Effect of glutaraldehyde and ferric sulfate on shear bond strength of adhesives to primary dentin.
J Ind Soci Pedod Prevent Dent 2008;**26**(7):109-113.

96. PROSSER HJ, GROFFMAN DM et WILSON AD.

The effect of composition on the erosion properties of calcium hydroxide cements.
J Dent Res 1982;**61**(12):1431-1435.

97. RENARD E, LOPEZ-CAZAUX S, GUICHEUX J et coll.

Les cellules souches de la pulpe dentaire.
C R Biologies 2007;**330**:635-643.

- 98. RICCI HA, SANABE ME, DE SOUZA COSTA CA et coll.**
Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds.
Eur J Oral Sci 2010;**118**(4):411-416.
- 99. ROTBERG SJ et SHAZER (de) DO.**
The complexing action of eugenol on sound dentin.
J Dent Res 1966;**45**(2):307.
- 100. ROULET JF et DEGRANGE M.**
Collage et adhésion. La révolution silencieuse.
Paris, Quintessence International, 2000.
- 101. ROULET JF et WALTJ C.**
Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement.
J Prosthet Dent 1984;**52**(2):182-189.
- 102. SANS AUTEUR**
Evidenced-Based Review of Clinical Studies on Indirect Pulp Capping.
J Endod 2009;**8**(35):1147-1151.
- 103. SEPPA L, KORHONEN A et NUUTINEN A.**
Inhibitory effect on *S. mutans* by fluoride-treated conventional and resin-reinforced glass ionomer cements.
Eur J Oral Sci 1995;**103**(3):182-185.
- 104. SEPTODONT (Laboratoire).**
Plaquette publicitaire sur la Biodentine[®].
Saint-Maur-des-fossés: Laboratoire Septodont, 2010.
- 105. SHINKAI K, SUZUKI S et KATAH Y.**
Effect of high light intensity on cavity wall adaptation of a resin composite with a self-etching primer system.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006;**79B**:420-424.
- 106. SHINTOME L, NAGAYASSU M, DI NICOLO R et MYAKI S.**
Microhardness of glass ionomer cements indicated for the ART technique according to surface protection treatment and storage time.
Braz Oral Res 2009;**23**(4):439-445.

107. SKINNER E et PHILLIPS R.

Science des matériaux dentaires. 6^e ed.
Paris: Prélat, 1971.

108. TAKAHASHI Y, IMAZATO S, KANESHIRO AV et coll.

Antibacterial effects and physical properties of glass-ionomer cements containing chlorhexidine for the ART approach.
Dent Mater 2006;**22**(7):647-652.

109. TJAN A et GLANCY J.

Interfacial bond strengths between layers of visible light-activated composites.
J Prosthet Dent 1988;**59**(1):25-29.

110. TÜRKÜN E, TÜRKÜN M, ERTUGRUL F et coll.

Long-term antibacterial effects and physical properties of a chlorhexidine-containing glass ionomer cement.
J Esthet Rest Dent 2008;**20**:29-45.

111. UNEMORI M, MATSUYA Y, AKASHI A et coll.

Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program.
J Dent 2001;**29**(1):7-13.

112. VAN DIJKEN JW et PALLESEN U.

Long-term dentin retention of etch-and-rinse and self-etch adhesives and a resin-modified glass ionomer cement in non-cariou cervical lesions.
Dent Mater 2008;**24**(7):915-922.

113. VAN DIJKEN JW et PALLESEN U.

Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: A 7-year evaluation.
Dent Mater 2011a;**27**(2):150-156.

114. VAN DIJKEN JW et PALLESEN U.

Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive.
J Dent 2011b;**39**(1):16-25.

115. VERMEERSCH AG et VREVEN J.

Le composite, matériau pour restaurations esthétiques et applications cliniques.
Paris: CDP, 1989.

- 116. VILLAT C, TRANC VX, PRADELLE-PLASSE N et coll.**
Impedance methodology: A new way to characterize the setting reaction of dental cements.
Dent Mater 2010;**26**(12):1127–1132.
- 117. VREVEN J, RASKIN A, SABBAGH J et coll.**
Résines composites.
Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale, 28-210-U-10, 2008, **22**.
- 118. WANG X, SUN H et CHANG J.**
Characterization of Ca(3)SiO(5)/CaCl(2) composite cement for dental application.
Dent Mater 2008;**24**(1):74-82.
- 119. WEINER R WEINER L et KUGEL G.**
Teaching the use of bases and liners: a survey of North American dental schools.
J Am Dent Assoc 1996;**127**(11):1640-1645.
- 120. WIEGAND A, BUCHALLA W et ATTINA T.**
Review on fluoride-releasing restorative materials. Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation.
Dent Mater 2007;**23**(3):343-362.
- 121. WIKIPEDIA.**
Cyanoacrylates.
<http://fr.wikipedia.org/wiki/Cyanoacrylate>
- 122. WIKIPEDIA.**
Glutaraldéhyde.
<http://fr.wikipedia.org/wiki/Glutarald%C3%A9hyde>
- 123. WILDER AD, SWIFT EJ, MAY KN et coll.**
Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials.
J Dent 2000;**28**(5):367-373.
- 124. WILSON AD et BATCHELOR RF.**
Zinc Oxide-Eugenol Cements: II. Study of Erosion and Disintegration.
J Dent Res 1970;**49**(3):593-598.

125. WOOLFORD M.

Composite resin attached to glass polyalkenoate (ionomer) cement-the laminate technique.

J Dent 1993;**21**(1):31-38.

126. WYATT R et HUME WR.

The pharmacological properties of zinc oxyde-eugenol.

J Am Dent Assoc 1986;**113**(5):789-791.

127. XU HK et MOREAU J.

Dental glass-reinforced composite for caries inhibition: calcium phosphate ion release and mechanical properties.

J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2010;**92**(2):332-340.

128. YANG SE, CHA JH, KIM ES et coll.

Effect of smear layer and chlorhexidine treatment on the adhesion of enterococcus faecalis to bovine dentin.

J Endod 2006;**32**(7):663-667.

129. YAP AU, THAM SY, ZHU LY et LEE HK.

Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials.

Oper Dent 2002;**27**(3):259-265.

130. ZHAO W, WANG J, ZHAI W et coll.

The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate.

Biomaterials 2005;**26**(31):6113-6121.

MEHU (Marine) – Restaurations adhésives et protections pulpaire – 101p. ; ill. ; tabl. ; 130 réf. ; (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2011)

RESUME:

Le complexe dentino-pulpaire est soumis à de multiples agressions en particulier lors de caries profondes. Si l'on choisit de ne pas dévitaliser, se pose le choix du matériau de restauration coronaire, ainsi que la possibilité d'appliquer un fond protecteur. Ces derniers permettent soit de faire réagir la pulpe et de favoriser la création de dentine de réparation, soit de mettre la pulpe au repos en l'isolant.

Ce travail propose de faire le point sur les différents types de matériaux que l'on peut utiliser comme fond protecteur sous les restaurations adhésives : leurs caractéristiques physico-chimiques et biologiques, ainsi que leurs techniques d'application.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE

MOTS CLES MESH :

coiffage pulpaire – *dental pulp capping*
Matériaux dentaires – *dental materials*
Hydroxyde de calcium - *calcium hydroxide*
Collage dentaire – *dental bonding*

JURY :

Président : Madame le Professeur Brigitte ALLIOT-LICHT

Assesseur : Monsieur le Professeur Alain JEAN

Assesseur : Madame le Docteur Isabelle HYON-ROY

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Dominique MARION