

UNIVERSITE TOULOUSE III PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2018

2018-TOU3-3072

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Alizée GUETROT

Le 19/12/2018

**OPTIMISATION DU COLLAGE A L'EMAIL ET A LA
DENTINE**

Directeur de thèse : Docteur Sabine JONJOT

Co-directeur de thèse : Docteur Bertrand BONIN

JURY

| | |
|------------------|----------------------------------|
| Président : | Professeur Cathy NABET |
| 1er assesseur : | Docteur Sabine JONJOT |
| 2ème assesseur : | Docteur Delphine MARET- COMTESSE |
| 3ème assesseur : | Docteur Bertrand BONIN |



UNIVERSITE TOULOUSE III PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2018

2018-TOU3-3072

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Alizée GUETROT

Le 19/12/2018

**OPTIMISATION DU COLLAGE A L'EMAIL ET A LA
DENTINE**

Directeur de thèse : Docteur Sabine JONIOT

Co-directeur de thèse : Docteur Bertrand BONIN

JURY

| | |
|------------------|----------------------------------|
| Président : | Professeur Cathy NABET |
| 1er assesseur : | Docteur Sabine JONIOT |
| 2ème assesseur : | Docteur Delphine MARET- COMTESSE |
| 3ème assesseur : | Docteur Bertrand BONIN |

Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONJOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR

Mr HAMEL Olivier

Mr Franck DIEMER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE +

Mr Jean-Philippe LODTER +

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL- FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme NOIRRI-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY

Assistants : Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER

Adjoint d'Enseignement : Mr. DOMINE, Mme BROUTIN,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,

Assistants : Mme YAN-VERGNES, Mme ARAGON

Adjoint d'Enseignement : Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mr. HAMEL)

Professeurs d'Université : Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL

Maître de Conférences : Mr. VERGNES,

Assistant: Mr. ROSENZWEIG,

Adjoints d'Enseignement : Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL

Assistants : Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS

Adjoints d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Maitres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS, Mme COUSTY,
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. BÉNAT,
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN
Maitres de Conférences : Mr. POULET, Mr BLASCO-BAQUE
Assistants : Mr. LEMAITRE, Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY
Adjoints d'Enseignement : Mr. PUISSOCHET, Mr. FRANC, Mr BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maitres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants : Mr. GAILLAC, Mme. RAPP, Mr. MOURLAN, Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mme FOURNIER

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maitres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr. DESTRUHAUT
Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE
Adjoints d'Enseignement : Mr. BOGHANIM, Mr. FLORENTIN, Mr. FOLCH, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA,
Mme. LACOSTE-FERRE, Mr. POGÉANT, Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD,
Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE,

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maitres de Conférences : Mme JONNIOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI, Mr. DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Mise à jour pour le 05 novembre 2018

Remerciements

A ma mère, mon Nord. Merci pour ton soutien infailible, ton amour inconditionnel, ta force et tes conseils toujours avisés. Avec toi, je sais que je ne serai jamais seule. **A mon père**, merci pour ces voyages et ces moments que je n'oublierai jamais. Merci de m'avoir encouragée tout au long de ma scolarité et de m'avoir donné les moyens de réussir. Cette thèse c'est aussi la vôtre.

A ma tante, merci pour ton écoute, ta générosité, ta fantaisie, mais surtout merci de ta présence dans les bons comme les mauvais moments, à l'instar de ces fameux dimanches d'automne... Sans toi je serais perdue. **A ma grand-mère**, une phrase ne sera jamais suffisante pour exprimer toute l'affection et l'amour que je te porte. Merci de ta gentillesse et de ta grande humanité, cela m'est essentiel. **A grand père**, j'aurais tellement aimé que tu sois là ...

A mon petit frère, te voir grandir me rend déjà tellement fière du bel adulte que tu seras, je serai toujours là. **A Thierry**, merci pour toutes les valeurs que nous partageons et auxquelles nous tenons, ta présence au sein de notre famille me semble tellement évidente. **A Tata Claudine et Guylaine**, merci de votre bienveillance et de votre dévouement à mon égard, et ce depuis toujours.

A Anne, ma binôme, ma colocataire, mon amie. Merci de ton pragmatisme et de ton soutien logistique, aussi bien en clinique qu'en dehors, et si souvent confronté à mon côté rêveur. Merci pour toutes ces années passées ensemble, où l'on se sera vues grandir et où l'on aura partagé le plus drôle, comme le plus dur. A n'en pas douter, tout cela va énormément me manquer.

A Margaux, mon amie de toujours. Merci pour ton oreille attentive, ton empathie et ta douceur. Merci de m'accueillir à chaque fois comme vous le faites, votre chaleur n'aura de cesse de me reconforter. Merci également à Paco qui ne me laisse jamais déshydratée et toi jamais sous-alimentée. **A Pauline**, mon acolyte de ces années « médecine » et bien plus encore. Merci pour tous ces fous rires, ces moments de grand n'importe quoi et tout ce qu'il reste à venir. Je sais que l'on se réunira toujours autour d'un verre, quoiqu'il arrive.

A Lara, ma blonde préférée. Te rencontrer aura été l'une des belles surprises que m'aura réservé ce cursus. Merci pour tous les magasins que nous avons foulés ensemble, pour toutes ces soirées passées à tes côtés, les plus sobres, et celles qui l'étaient moins. Ta droiture et tes valeurs me donnent de l'espoir. **A Marion**, merci d'avoir partagé avec moi ces magnifiques cours d'espagnol, où tu seras restée tant bien que mal sérieuse et ce malgré mes fous rires intempestifs, merci pour ces après-midis goûters qui n'avaient, au final, rien de goûters. **A Marie**, ton côté aristocrate et ta coquetterie me rendront toujours jalouse, quelle femme tu es !

A mes camarades de promotion, Floriane, Clarence, Thomas, Sébastien, Cécile, Paul merci pour ces années d'études à vos côtés.

Au reste de ma famille et amis, que je ne cite pas mais qui compte tout autant pour moi.

A notre président de thèse,

Madame le professeur Cathy NABET

- Professeur des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Etudes Approfondies de Santé Publique – Epidémiologie
- Docteur de l'Université Paris XI,
- Habilitation à Diriger des Recherches (HDR),
- Lauréate de la Faculté de Médecine,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier,
- Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

*Nous vous remercions de vos enseignements, de votre implication
et de votre bienveillance durant notre cursus.*

Nous vous remercions d'avoir accepté la présidence de ce jury.

A notre directeur de thèse,

Madame le professeur Sabine JONIOT

- Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Vice Doyen de la Faculté de chirurgie dentaire de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (HDR),
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

*Nous vous remercions de votre disponibilité, de votre encadrement,
et de votre bonne humeur tout au long de ces années d'études.*

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger cette thèse

A notre jury de thèse,

Madame le docteur Delphine MARET-COMTESSE

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Doctorat de l'Université de Toulouse,
- Diplôme Universitaire d'Imagerie 3D,
- Master 2 Recherche Epidémiologie Clinique,
- CES d'Odontologie Légale,
- Diplôme Universitaire de Recherche Clinique en Odontologie (DURCO),
- Enseignant-chercheur, Laboratoire Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS) CNRS,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier.

*Nous vous remercions de votre patience et de votre gentillesse
lors de nos premiers pas en clinique .Ce fut un plaisir de travailler à vos cotés.*

Nous vous remercions d'avoir accepté de siéger dans ce jury.

**A notre co-directeur de thèse,
Monsieur le docteur Bertrand BONIN**

- EX-Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- M1 Biosanté,
- Ancien interne en Médecine Bucco-dentaire,
- DES de Médecine Bucco-dentaire,
- D.U. d'Implantologie,
- D.U. d'Endodontie
- D.U d' Esthétique du sourire

*Nous vous remercions de nous avoir donné l'envie d'exercer notre métier
avec rigueur et minutie. Apprendre à vos côtés aura été très enrichissant
mais nous aura également donné une ligne de conduite dans notre pratique future.*

Nous vous remercions d'avoir accepté de co-diriger cette thèse.

Table des matières

| | |
|--|-----------|
| Introduction..... | 13 |
| I. Principes du collage..... | 14 |
| 1. Caractéristiques histologiques, physiques et chimiques de l'émail et de la dentine..... | 14 |
| 1.1 Email..... | 14 |
| 1.1.1 Caractéristiques histologiques..... | 14 |
| 1.1.1.1 Composition | 14 |
| 1.1.1.2 Structure de l'émail | 15 |
| 1.1.1.3 Particularités histologiques | 16 |
| 1.1.2 Propriétés physiques et mécaniques..... | 18 |
| 1.1.3 Propriétés chimiques..... | 20 |
| 1.2 La dentine | 20 |
| 1.2.1 Caractéristiques histologiques..... | 20 |
| 1.2.1.1 Composition | 20 |
| 1.2.1.2. Structure | 21 |
| 1.2.2 Propriétés physiques et mécaniques..... | 25 |
| 3. Le collage | 27 |
| 3.1 Quelques notions sur le collage : principe de l'adhésion | 27 |
| 3.1.1 La mouillabilité et la théorie physique de l'adhésion | 27 |
| 3.1.2 La théorie micromécanique..... | 28 |
| 3.1.3 La théorie chimique | 29 |
| 3.1 Interface dent-adhésif et traitements de surface associés | 29 |
| 3.2.1 Interface émail- système adhésif..... | 29 |
| 3.2.2 Interface dentine- système adhésif..... | 30 |
| II. Matériaux et protocoles standards de collage | 31 |
| 1. Les systèmes adhésifs | 31 |
| 1.1 Rappels sur les systèmes adhésifs | 31 |
| 1.2 Classification | 31 |
| 1.3 Composition des différents systèmes adhésifs | 32 |
| 1.3.1 Les agents mordançants | 32 |
| 1.3.1.1 Les systèmes M&R II/III..... | 32 |
| 1.3.2 Les primaires d'adhésion | 33 |
| 1.3.2.1 Les systèmes M&R III | 33 |
| 1.3.2.2 Les systèmes M&R II..... | 35 |

| | | |
|-------------|---|-----------|
| 1.3.1.3 | Les systèmes SAM II et SAM I | 36 |
| 1.3.2 | L'adhésif..... | 36 |
| 1.4 | Récapitulatif des différents systèmes adhésifs | 39 |
| 2. | Les résines de collage | 40 |
| 2.1 | Classification | 40 |
| 2.1.1 | Selon le potentiel adhésif | 40 |
| 2.1.1.1 | Colles sans potentiel adhésif (composite de collage)..... | 40 |
| 2.1.1.2 | Colles avec potentiel adhésif propre (colles complexes) | 41 |
| 2.1.1.3 | Colles autoadhésives | 41 |
| 2.1.2 | Selon le mode de polymérisation..... | 42 |
| 2.1.2.1 | Colles photopolymérisables | 42 |
| 2.1.2.2 | Colles chémo-polymérisables..... | 42 |
| 2.1.2.3 | Colles duales | 43 |
| 2.2 | Composition | 43 |
| 3. | Protocoles de collage | 44 |
| 3.1 | Protocole de collage standard..... | 44 |
| 3.1.1 | Traitements de surface des substrats dentaires | 44 |
| III. | Optimisation du collage | 47 |
| 1. | Vieillessement du joint dento-prothétique..... | 47 |
| 1.1 | Facteurs de dégradation exogènes du joint dento-prothétique | 47 |
| 1.1.1 | Contraintes physiques | 47 |
| 1.1.2 | Dégradation de la résine de collage | 47 |
| 1.1.2.1 | Phénomènes d'infiltration | 48 |
| 1.1.2.2 | Présence d'eau résiduelle | 48 |
| 1.1.3 | Phénomène de nanoleakage | 48 |
| 1.2 | Facteurs de dégradation intrinsèque de la couche hybride | 49 |
| 2. | Comment optimiser le collage ? | 50 |
| 2.1 | Analyse rigoureuse du cas clinique | 50 |
| 2.1.1 | Substrats dentaires en présence..... | 50 |
| 2.1.1.1 | Email | 50 |
| 2.1.1.2 | Dentine | 57 |
| 2.2 | Qualité de la mise en œuvre : paramètres opérateur-dépendants | 75 |
| 2.2.1 | Prérequis..... | 75 |
| 2.2.1.1 | Rappels sur l'importance de la digue | 75 |
| 2.2.1.2 | Respect des recommandations des fabricants | 76 |

| | | |
|---------|--|-----------|
| 2.2.2 | Qualité de traitement des surfaces dentaires | 77 |
| 2.2.2.1 | Le microsablage | 77 |
| 2.2.2.2 | Exemples de système de microsablage | 78 |
| | Conclusion | 79 |
| | BIBLIOGRAPHIE..... | 80 |

Introduction

Depuis les premiers travaux du Docteur Buonocore sur le collage en 1955 (naissance du principe de mordantage)(1), les progrès en matière de dentisterie adhésive ont été fulgurants et ont notamment permis de répondre au nouvel impératif posé par la dentisterie moderne : l'économie tissulaire.

Les enjeux sont majeurs car les techniques de collage permettent désormais de réaliser des réhabilitations toujours plus intégrées esthétiquement (grâce à l'utilisation des céramiques) mais surtout de s'affranchir des contraintes de préparation imposées auparavant et ainsi de conserver, au maximum, les tissus dentaires. La pérennité des restaurations s'est également vue impactée par les techniques de collage tant la résistance à la fatigue et à la fracture de la structure « céramique-tissus dentaires » était améliorée par ce procédé d'assemblage (2).

Les recherches sur le collage n'ont cessé de croître et ont permis aux praticiens d'ajouter à leur arsenal thérapeutique de nombreux outils facilitant la gestion des reconstitutions esthétiques. Mais le collage et les protocoles inhérents à ce dernier sont très rigoureux. Il n'est, de plus, pas toujours évident de se « repérer » face à la multitude de systèmes adhésifs (sept générations actuellement)(3) et résines de collage qui s'offrent aux Chirugiens-dentistes. Néanmoins, la parfaite maîtrise des matériaux et protocoles utilisés reste indispensable pour un collage optimal. La qualité du joint dento-prothétique est, en effet, la pièce maîtresse du succès d'une restauration collée en céramique et il se doit de répondre à certains impératifs (herméticité et invisibilité du joint, résistance aux forces masticatrices et contraintes occlusales entre autres).

Cette thèse d'exercice a pour but, d'une part, de reprendre les principes fondamentaux relatifs au collage, bien trop souvent oubliés par les praticiens ; et d'autre part de faire le point sur les matériaux et protocoles permettant actuellement d'optimiser de façon efficace le collage à l'émail et à la dentine. Seule cette interface sera ainsi traitée.

I. Principes du collage

Afin de comprendre les mécanismes du collage, il est indispensable de connaître les différentes caractéristiques relatives aux substrats que représentent l'émail et la dentine. Leurs particularités structurales et comportementales vont impacter la capacité à mettre en œuvre les techniques adhésives et les prendre en compte est un pré-requis qui ne doit en aucun cas être négligé.

1. Caractéristiques histologiques, physiques et chimiques de l'émail et de la dentine

1.1 Email

1.1.1 Caractéristiques histologiques

1.1.1.1 Composition

L'émail est un tissu acellulaire minéralisé protégeant le complexe pulpo-dentinaire. Son épaisseur varie de 2,5 mm en regard des cuspides, pour venir s'affiner au niveau du collet mais également au niveau de la jonction amélo-cémentaire (4).



Figure1 : coupe d'une couronne dentaire montrant l'émail, la dentine et la chambre pulpaire.

On observe au sein d'un tissu amélaire mature trois phases distinctes :

- **Une phase minérale** : constituée principalement de cristaux d'hydroxyapatite de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Cette phase prépondérante constitue 96% du poids de l'émail et en fait le tissu le plus minéralisé de l'organisme. D'autres éléments sont également présents sous forme d'ions : carbonates, sodium, magnésium, potassium, chlore, potassium et le fluor (5).

- **Une phase organique** : moindre, représentant 0,4% du poids de l'émail. Elle renferme des phospholipides et des glycoprotéines dont la plus notable, l'amélogénine, est indispensable à l'amélogénèse (5,6).
- **Une phase aqueuse** : 3,6% de l'émail. On retrouve dans ce pourcentage 1% d'eau libre (circulant dans les espaces intercrystallins) et le reste correspondant à de l'eau liée (6).

1.1.1.2 Structure de l'émail

La structure singulière de l'émail répond à une architecture hautement organisée lui conférant sa dureté et sa grande résistance aux forces masticatrices. Deux types d'émail sont à distinguer en fonction de leurs caractéristiques histologiques : l'émail prismatique et l'émail aprismatique.

❖ **L'émail prismatique**

Il est constitué de monocristaux d'hydroxyapatite. Ils représentent la plus petite unité structurale identifiable au sein de l'émail (nanostructure d'environ 10 angströms) et leur assemblage donne naissance à des cristallites dont la section hexagonale est 50 fois plus importante que celle des monocristaux (microstructure de 500 angströms). Ces cristallites vont eux-mêmes s'imbriquer pour former les prismes d'émail (section de 3 microns)(7).

On dissocie alors deux types d'émail selon l'orientation des cristallites :

L'émail prismatique : les cristallites sont orientés parallèlement au grand axe du prisme.

L'émail interprismatique : les cristallites adoptent un angle d'environ 60° (quant au grand axe des prismes) pour former une structure en éventail. En coupe longitudinale, la substance interprismatique coiffe de part et d'autre les prismes. En coupe transversale, l'émail interprismatique les recouvre totalement ou partiellement, excepté au niveau de leur base où les deux structures ne font qu'une (7).

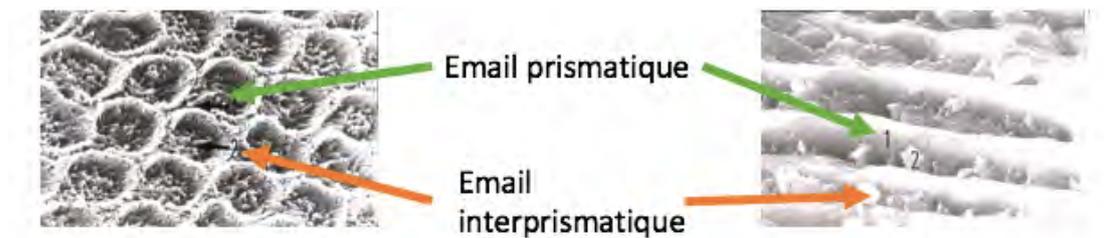


Figure 2 et 3 : Coupe transversale et longitudinale de l'émail

❖ L'émail aprismatique

Il est, quant à lui, simplement constitué de cristallites et reste dépourvu de cette particularité histologique (prismes). On l'observe de part et d'autre de l'émail prismatique, formant ainsi un émail aprismatique interne (en regard de la jonction amélo-dentinaire (JAD)) et externe (surface coronaire), s'étendant sur environ 30 microns(8).

Cette différence structurelle s'explique par les différents stades de l'amélogénèse. Les améloblastes pré-sécréteurs sont à l'origine de la première apposition d'émail aprismatique en regard de la dentine, participant ainsi à la formation de la jonction amélo-dentinaire. Par la suite, la mise en place de l'émail interprismatique (par les améloblastes sécréteurs cette fois, *prolongement de Tomes*) permet de constituer un treillis qui sera colonisé peu à peu par les formations prismatiques. La formation de la fine couche d'émail aprismatique externe correspond, quant à elle, à une phase de maturation post-sécrétoire (7).

1.1.1.3 Particularités histologiques

A l'échelle microscopique, d'autres structures particulières sont à individualiser : les stries de Retzius et les bandes de Hunter-Schreger. Ces formations secondaires permettent à l'émail de s'adapter aux forces masticatrices de façon remarquable.

❖ Les stries de Retzius

Les stries de Retzius correspondent à des lignes de démarcation entre deux cycles successifs d'apposition d'émail. Espacées de façon régulière, elles sont identifiables tous les 25 microns environ. Leur aspect caractéristique en formations concentriques permet de les assimiler à la structure d'un tronc d'arbre, témoin d'une croissance cyclique (7).

A la surface de l'émail, ces stries subissent une légère inflexion et forment des sillons appelés « périkymaties » qui tendent à disparaître avec l'usure naturelle des dents (4).

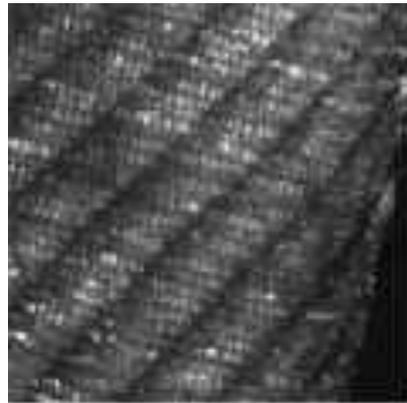


Figure 4 : Coupe d'émail au microscope confocal montrant les lignes de croissance régulière.

❖ Les bandes de Hunter-Schreger

L'orientation des prismes d'émail n'est pas uniforme sur toute son épaisseur. Au départ orthogonaux à la surface, ils subissent un changement d'orientation (2 à 3° environ) à chaque franchissement d'une strie de Retzius, en direction de la jonction amélo-dentinaire. Ceci se matérialise au microscope par l'alternance de bandes claires (= parazonies) et de bandes sombres (= diazonies), appelées bandes de Hunter-Schreger (7).

Lors de l'étude d'une coupe d'émail, les prismes sectionnés transversalement quant à leur axe vont être plus facilement déminéralisés par les colorants acides et donc donner naissance aux bandes sombres (car colorées). A l'inverse, les prismes sectionnés longitudinalement vont être moins sensibles aux colorants acides du fait de leur orientation et ainsi former les bandes claires.



Figure 5 : Aspect torsadé de l'émail au microscope électronique à balayage (MEB) montrant les changements d'orientation des prismes



Figure 6 : Coupe montrant l'alternance des bandes de Hunter Schreger.

En outre, elles rendent compte d'une architecture organisée autour d'une série de poutres antiparallèles palliant le manque d'élasticité de l'émail(7) . Ce réseau si singulier permet la déviation et le pontage des fissures et assure ainsi la grande résistance de ce tissu face aux forces masticatrices et aux fractures (9,10).

NB : la densité des bandes de Hunter-Schreger est variable selon la localisation de l'émail. Importante en occlusal, elle devient moindre en regard du collet (10).

1.1.2 Propriétés physiques et mécaniques

❖ Conductivité thermique

Elle désigne la capacité d'un corps à conduire la chaleur. Pour l'émail elle est égale à $0,92\text{W/m}^\circ\text{C}$ (4). Lors d'un échauffement à pression constante, le corps en question voit son volume augmenter : cela correspond au coefficient de dilatation thermique (CDT). Celui de l'émail est de $11,4 \cdot 10^{-6}/^\circ\text{C}$ (4).

Ces deux paramètres doivent être pris en compte car toute variation thermique va entraîner des phénomènes de dilatation/rétraction appliquant des contraintes au niveau du joint dento-prothétique. Le CDT des matériaux de restauration utilisés doit donc se rapprocher au maximum de celui du substrat de collage. Bien évidemment, cette problématique n'a de sens que si la chaleur est transmise par les matériaux de restauration (ceci étant déterminé par la conductivité thermique).

❖ Module d'élasticité

Le module d'élasticité ou module de Young définit la capacité d'un corps à se déformer de façon réversible (domaine élastique). Pour l'émail, ce module est égal à 84,1 GPa en moyenne (4). Il est à noter que plus cette valeur est importante et plus le matériau est rigide.

NB : module important en regard de la surface, décroît en se dirigeant vers la JAD ceci permettant une meilleure répartition des forces masticatrices.

De même que pour le coefficient de dilatation thermique, le matériau de restauration choisi doit posséder un module d'élasticité proche de celui de l'émail afin de ne pas entraîner des fractures amélaire.

❖ Dureté

Mesurée en Vickers ou en Knoop, elle exprime la résistance qu'oppose un corps à une déformation locale, sous charge constante. Elle est d'autant plus élevée que la pénétration de l'indenteur utilisé pour les mesures est faible. Avec une dureté de 408 HV ou 340 HK (respectivement en Vickers et Knoop), l'émail est un tissu relativement dur (4).

❖ Quelques autres caractéristiques mécaniques

| Propriétés | Définition | Valeur | Implication clinique |
|------------------------------------|--|----------|---|
| Résistance en traction | Contrainte à laquelle se rompt un matériau lorsqu'il est soumis à une force de traction croissante | 10,3 MPa | Définit le caractère fragile ou ductile : rupture dans le domaine plastique ou élastique du matériau. |
| Résistance à la compression | Valeur maximale à laquelle se rompt un matériau soumis à une force de compression uni-axiale croissante | 384 MPa | Grande résistance lors des cycles masticatoires. |
| Résistance au cisaillement | Valeur maximale à laquelle se rompt un matériau soumis à des forces tangentielles, transversales croissantes | 90 MPa | Test notamment utilisé pour évaluer les valeurs d'adhésion de différents systèmes adhésifs |

Tableau 1 : *Autres caractéristiques mécaniques de l'émail.*

1.1.3 Propriétés chimiques

L'émail, bien que dépourvu de cellules, n'est pas inerte et des échanges ioniques sont perpétuellement réalisés entre la surface amélaire et l'environnement buccal. La substance interprismatique, dotée d'un contenu aqueux et organique plus important que l'émail prismatique, est le lieu privilégié de ces échanges(4).

Ces interactions sont grandement déterminées par le pH buccal. Dans le cas d'une acidité buccale élevée, les cristaux d'hydroxyapatite formant la trame amélaire sont dissouts et les ions phosphate/calcium relargués au sein de la cavité orale. A contrario, en présence d'un pH alcalin, ces derniers sont à même de reprecipiter au contact de l'émail.

Il est à noter que les ions fluorures sont indispensables à ce dernier afin de lutter contre les attaques acides. Intégrés à l'hydroxyapatite, les cristaux de fluoroapatite qui en résultent sont plus stables chimiquement, plus symétriques et donc in fine plus résistants(5).

1.2 La dentine

1.2.1 Caractéristiques histologiques

1.2.1.1 Composition

La dentine, coiffée par l'émail et le cément, représente le « squelette » de la dent. Elle circonscrit elle-même la pulpe, avec laquelle elle entretient des relations très étroites du fait de sa structure histologique. Cette relation d'interdépendance s'illustre, par ailleurs, par l'appellation « complexe dentino-pulpaire », utilisée pour évoquer cette entité fonctionnelle (11). La composition de la dentine est très différente de celle de l'émail et elle constitue un substrat de collage qui reste délicat à appréhender. On retrouve néanmoins les trois mêmes phases, mais en proportions différentes (12) :

- **Phase minérale** : les minéraux représentent 70% du poids de la dentine.
- **Phase organique** : elle participe à hauteur de 20% à la structure dentinaire et comprend 90% de collagène.
- **Phase aqueuse** : 10 %, relativement importante elle constitue un obstacle évident au collage.

1.2.1.2. Structure

Sécrétée par les odontoblastes, la dentine est un tissu cellulaire, avasculaire et non innervé. Sa caractéristique structurale la plus notable est la présence en son sein de canalicules. Ces derniers la traversent de part en part depuis la pulpe jusqu'à la jonction amélo-dentinaire et sont responsables de sa perméabilité, mais également de sa sensibilité.

1.2.1.2.1 Les tubuli dentinaires

Constituant un véritable réseau interconnecté, les *tubuli* dentinaires permettent aux prolongements odontoblastiques de cheminer le long de la dentine, leurs corps cellulaires étant situés en regard de la pulpe. On note également la présence de fluide tubulaire, circulant librement dans les canalicules et perfusant en continu depuis l'organe pulpaire.

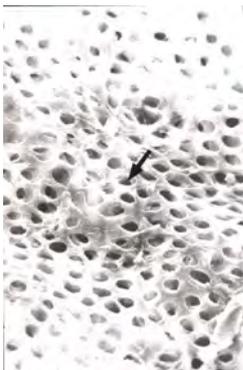


Figure 7 : coupe transversale de dentine au MEB



Figure 8 : coupe longitudinale au MEB montrant les tubuli, montrant les canalicules en 1 et la substance dentinaire en 2

Cette configuration confère à la dentine une **grande sensibilité** aux *stimuli* extérieurs, qu'ils soient thermiques ou physico-chimiques (11). Plusieurs théories ont ainsi été émises quant à l'intégration de ces stimuli, pouvant parfois générer des douleurs :

- La théorie hydrodynamique (Brännström) : les stimuli extérieurs font varier la pression osmotique retrouvée au sein des canalicules. Ce sont ces mouvements liquidiens qui sont détectés et qui sont intégrés par les cellules nerveuses pulpaires. Ce mécanisme n'a pas encore été entièrement élucidé même s'il fait toujours foi actuellement.

- La théorie neurophysiologique : elle fait état, soit de la capacité des odontoblastes à intégrer les stimuli nerveux et à les transmettre de façon analogue à une cellule nerveuse ; soit de la présence de fibres nerveuses au sein de la dentine. Cette théorie est controversée et aucune étude ne permet à ce jour de la confirmer (12).

NB : des prolongements neuronaux ont été identifiés dans les tubuli dentinaires mais leur présence est relativement faible (1 fibre nerveuse pour 2000 canalicules) et n'est pas suffisante pour expliquer les sensibilités pouvant être ressenties par les patients (12).

Concernant la **perméabilité dentinaire**, celle-ci elle est grandement dépendante du réseau tubulaire, notamment de ses variations en termes de densité et de dimensions :

- Densité tubulaire : importante en regard de la pulpe avec une densité à 50 000 canalicules/mm², elle passe à 10 000/mm² au niveau du tiers interne de la dentine (11) .
- Diamètre tubulaire : on retrouve un diamètre tubulaire de 3 microns en regard de la pulpe. En revanche, celui-ci est moins important en regard de la jonction amélo-dentinaire avec une section de 0,5 microns (11).

Il résulte de cette organisation interne une véritable difficulté à effectuer un collage performant sur la dentine : celle-ci est par définition humide et la pression constante exercée par le fluide tubulaire s'oppose à l'infiltration du système adhésif au sein de sa structure. En outre, dotés de nombreuses ramifications, les tubules constituent une véritable voie de passage des bactéries vers la pulpe.

1.2.1.2.2 Différents types de dentines

La dentine est un tissu complexe, marqué par sa capacité à évoluer tout au long de la vie. De ce fait, de nombreuses modifications peuvent être mises en évidence, qu'elles soient issues de processus physiologiques ou pathologiques. De façon générale, trois types de dentine sont habituellement décrits.

En dehors de tout type d'agression, deux catégories de dentine sont retrouvées, correspondant chacune à un stade particulier de la dentinogénèse :

❖ La dentine coronaire périphérique

Appelée « manteau dentinaire » ou *mantle dentin* (15-30 microns d'épaisseur)(12), elle s'inscrit dans la continuité de la jonction amélo-dentinaire. Peu minéralisée et pratiquement dépourvue de canalicules, elle joue un rôle « d'amortisseur » permettant la dissipation des forces masticatrices transmises depuis l'émail (11,13). Elle est secrétée lors des premiers stades de l'odontogénèse (par des odontoblastes dont la polarisation terminale n'est pas effective)(12).

❖ La dentine circumpulpaire physiologique

Elle est dite « primaire » durant toute la période où l'organe dentaire est formé et ce jusqu'à la mise en occlusion et la fin de l'édification radiculaire. Une fois l'apexogénèse terminée, la dentine est alors dite « secondaire ». Contrairement à l'émail, elle est continuellement renouvelée, à raison de 0,4 microns/jour (rythme illustré par la présence de lignes de Von Ebner)(13). Cette formation journalière, faite au dépend du volume pulpaire, permet de compenser les phénomènes naturels d'attrition (11). Qu'elle soit primaire ou secondaire, la trame de la dentine circumpulpaire est constituée, à une échelle plus réduite, de tissu intercanaliculaire et péricanaliculaire :

La dentine intercanaliculaire : elle constitue la majeure partie de la dentine circumpulpaire. Secrétée avant la dentine péricanaliculaire, elle correspond à la transformation de la pré-dentine en dentine(12).

La dentine péricanaliculaire : elle est située en regard de la lumière tubulaire et son développement se fait plus tardivement. Dépourvue de collagène, sa structure est plus fortement minéralisée et permet de renforcer le réseau tubulaire. Elle est en revanche plus sensible aux attaques entraînant une déminéralisation (puisque plus riche en minéraux)(12).

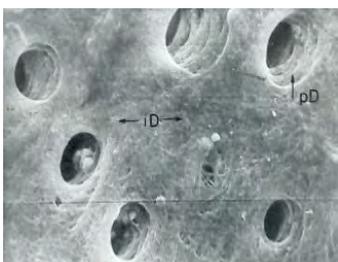


Figure 9 : coupe montrant la dentine péricanaliculaire (pD) et la dentine intercanaliculaire (iD), d'après Rieth.

❖ La dentine tertiaire

Lors d'un processus pathologique, tel qu'un développement carieux, un troisième type de dentine peut être identifié : la dentine tertiaire. Egalement appelée dentine réactionnelle ou réparatrice (selon l'intensité de l'agression), elle symbolise la capacité de ce tissu à s'adapter et à se défendre face à des facteurs délétères(11).

La dentine réactionnelle : Dans le cadre d'une agression peu virulente, les stimuli néfastes, par la libération de facteurs de croissance, sont capables de réactiver les odontoblastes via un schéma de signalisation complexe. La dentine néoformée peut être tubulaire ou atubulaire et emprisonner dans la matrice calcifiée les corps cellulaires des odontoblastes (ostéodentine)(12).

La dentine réparatrice : lorsque le développement carieux est rapide et/ou important, les odontoblastes initialement présents sont détruits. Des cellules du compartiment pulpaire sont alors recrutées et différenciées en odontoblastes. Une dentine dépourvue de canalicules et présentant des inclusions cellulaires est mise en place(12).

❖ Dentine sclérotique ou sénescence

La dentine sclérotique peut être retrouvée lors de la progression d'un phénomène carieux (ou autre phénomène délétère). Afin de limiter la propagation des bactéries on retrouve, au-delà de la dentine infectée, un front de dentine dont les tubuli sont obturés par des formations minéralisées(12).

La dentine sénescence : la dentine subit au fil du temps, de façon tout à fait physiologique, un vieillissement tissulaire tendant également à obturer la lumière canaliculaire. Graduellement, les prolongements odontoblastiques dégénèrent, laissant vides les tubuli. De la dentine périlitubulaire est par la suite apposée et on assiste à une hyperminéralisation de la structure d'ensemble(11).

Le caractère hyperminéralisé de ce type de tissu (sclérosé ou sénescence) est important à prendre en compte lors du collage comme nous le verrons plus loin.

1.2.2 Propriétés physiques et mécaniques

❖ Conductivité thermique et coefficient de dilatation thermique

La conductivité thermique de la dentine a été évaluée à $0,22 \text{ W/m/}^\circ\text{C}$, elle est donc plus faible que celle de l'émail (*figure 7*)(11).

Concernant le coefficient de dilatation thermique (CDT), sa valeur est estimée à $8,3 \cdot 10^{-6}/^\circ\text{C}$. Cette valeur est également inférieure à celle de retrouvée au niveau de l'émail(11).

❖ Module d'élasticité

Le module d'élasticité de la dentine est radicalement différent de celui de l'émail (*tableau 2*) ce qui confère à la dentine une plus grande aptitude à subir des déformations dans son domaine élastique (déformations réversibles). Moins minéralisée, elle en demeure moins rigide et ce gradient différentiel donne à l'organe dentaire des propriétés mécaniques difficilement reproductibles par les matériaux de reconstitution actuels(14).

❖ Dureté

Elle matérialise la seconde différence notable que l'on peut mettre en évidence lors d'une étude comparative des propriétés mécaniques entre l'émail et la dentine. Cette diminution de la dureté répond à une certaine logique dans le schéma structurel dentaire puisque l'émail reste en première ligne face aux forces masticatrices (tissu donc dur par nécessité) tandis que la dentine remplit un rôle de « coussin amortisseur ».

❖ Ténacité

Les propriétés mécaniques de la dentine sont nettement impactées par sa configuration canaliculaire et les variations qui peuvent être retrouvées au sein de son réseau (diamètre tubulaire et densité tubulaire)(15). La ténacité en est un exemple. Cette dernière est définie comme étant la capacité d'un corps à s'opposer à la propagation de fissures et représente donc sa résistance à la fracture.

La ténacité est différente selon les zones de dentines envisagées et on admet une corrélation entre sa valeur et le ratio dentine intertubulaire/dentine périrtubulaire. Les fissures sont déviées et pontées de façon privilégiée au sein de la dentine intertubulaire, la densité en collagène y étant plus importante. Les fibrilles de collagène participent, en effet, au phénomène de « crack-bridging » permettant de limiter leur propagation (14).

La dentine jouxtant la jonction amélo-dentinaire est caractérisée par un réseau tubulaire moindre, un diamètre canaliculaire réduit et un rapport dentine intertubulaire/dentine périrtubulaire élevé. Ces paramètres tendent à s'inverser au fur et à mesure que l'on progresse vers la pulpe.

Au vu de ces données, on retrouve donc une ténacité qui est importante en regard de l'émail et qui tend à décroître de la jonction amélo-dentinaire vers la pulpe (15).

| Propriétés | Dentine | Email |
|---|----------------|--------------|
| Conductivité thermique | 0.22 W/m/°C | 0,92 W/m/°C |
| Coefficient dilatation thermique | 8,3.10-6/°C | 11,4.10-6/°C |
| Module d'élasticité | 18,3 GPa | 84,1 GPa |
| Dureté | 90 HV | 408 HV |
| Résistance en compression | 297 MPa | 384 MPa |
| Résistance au cisaillement | 138 MPa | 90 MPa |
| Résistance à la traction | 98,7 MPa | 10,3 MPa |

Tableau 2 : *Tableau récapitulatif des propriétés physico-mécaniques de la dentine et de l'émail.*

3. Le collage

Les systèmes adhésifs (SA) ainsi que les composites de collage permettent de solidariser deux substrats, dentaires et céramiques, relativement différents de par leur nature et leurs propriétés. Quels éléments permettent d'expliquer la mise en place d'une véritable double interface assurant la rétention d'une restauration, quelle que soit son type ?

N B : nous évoquons dans ce travail les restaurations « tout céramique », mais les concepts énoncés ultérieurement peuvent tout aussi bien s'appliquer à des restaurations composites ou encore hybrides, seule l'interface émail/dentine et systèmes adhésifs étant ici étudiée.

3.1 Quelques notions sur le collage : principe de l'adhésion

L'adhésion est définie comme étant l'ensemble des interactions physico-chimiques permettant de lier intimement deux matériaux différents.

L'adhérence, quant à elle, correspond à l'énergie nécessaire afin de séparer ces mêmes corps.

Les surfaces en présence n'étant jamais parfaitement lisses mais plutôt rugueuses, elles ne sont en contact intime qu'en certains points et non pas sur leur totalité. L'utilisation de systèmes adhésifs et de composite de collage permet de réaliser une couche intermédiaire maximisant ainsi les contacts entre les deux substrats. Plusieurs théories permettent d'expliquer le phénomène d'adhésion : **la théorie micromécanique** et **la théorie chimique**. Mais quelle que soit la théorie retenue, il est indispensable d'évoquer, en préambule, la notion de mouillabilité d'une surface.

3.1.1 La mouillabilité et la théorie physique de l'adhésion

Cette théorie, datant des années 1960 (16), renvoie à la **notion de mouillabilité** d'une surface. Cette dernière représente sa capacité à être « mouillée » c'est-à-dire à permettre l'étalement d'un liquide à sa surface. Ce paramètre est mesuré par la valeur de l'angle de contact formé entre ces derniers (*figure 9*). Plus celui-ci est faible et plus la mouillabilité est médiocre.

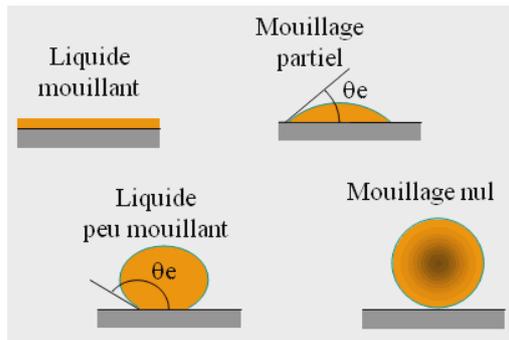


Figure 10 : Mouillabilité de différentes surfaces ainsi que leur angle de contact. (cours de l'Université du Québec à Chicoutimi)

Elle est dépendante de **l'énergie de surface ou tension superficielle** du solide : elle symbolise l'énergie nécessaire permettant de rompre les liaisons unissant les molécules au sein du liquide. Plus la tension/ l'énergie de surface du solide est faible et moins le matériau sera apte à rompre les liaisons assurant la cohésion du liquide : celui-ci ne s'étalera donc pas. En revanche, un matériau dont la tension superficielle est élevée, sera à même de fournir l'énergie nécessaire permettant de scinder les liaisons intermoléculaires régissant l'étalement du liquide.

La gestion de la mouillabilité des substrats dentaires est primordiale, tant sa valeur va influencer l'étalement des systèmes adhésifs. On conçoit alors aisément, que plus celle-ci est maîtrisée et plus la surface développée et dédiée au collage sera importante. De nombreux traitements de surface auront pour but d'augmenter sa valeur comme nous le verrons plus loin.

Il est à noter que l'établissement d'un contact intime entre deux surfaces, via les systèmes adhésifs, dépend également de la viscosité des matériaux utilisés ainsi que de la morphologie et rugosité du substrat (17).

3.1.2 La théorie micromécanique

Emise par McBain et Hopkins (18), la théorie micromécanique est la plus communément admise. Elle permet d'expliquer la rétention par l'imbrication des systèmes adhésifs/résine de collage au sein des anfractuosités du substrat de collage.

Lors de leur durcissement, on assiste à un enchevêtrement de ces derniers dans la structure dentinaire ou amélaire, assurant la solidarisation des deux éléments.

3.1.3 La théorie chimique

Auparavant sujette à controverses, cette théorie fait état de l'établissement de liaisons intermoléculaires, d'intensité plus ou moins forte, entre l'adhésif et les surfaces dentaires. La création de ce type de liaisons sous entend une grande proximité entre les molécules concernées.

Certains matériaux développés actuellement possèdent une capacité à interagir avec les tissus dentaires : c'est le cas de primaires d'adhésifs contenant du 10-méthacryloyloxy-décyl dihydrogène phosphate (10-MDP) ou encore de colles auto-adhésives, aptes à se lier au calcium de l'hydroxyapatite (19).

3.1 Interface dent-adhésif et traitements de surface associés

3.2.1 Interface émail- système adhésif

Comme vu précédemment, la création d'une surface rugueuse et dont la tension superficielle est élevée est primordiale. Si la viscosité et la tension superficielle des systèmes adhésifs sont déterminées par le fabricant et stipulées sur la notice, les caractéristiques retrouvées au niveau du substrat de collage sont dépendantes du chirurgien-dentiste (17).

Une avancée majeure dans les protocoles de collage a été la découverte du **mordançage** par Buonocore en 1955 (1). L'application, à la surface de l'émail, d'un acide orthophosphorique concentré à 30-40 % permet d'éliminer une couche superficielle de tissu dentaire d'environ 10 microns (8).

Ce procédé crée des rugosités de surface, l'émail étant dissout soit au niveau de la périphérie de ses prismes, soit au cœur de ses prismes (17). Ces sites de déminéralisation représentent tout autant de lieux d'interface privilégiés où les systèmes adhésifs et colles vont s'ancrer, formant des brides de résines enclavées.

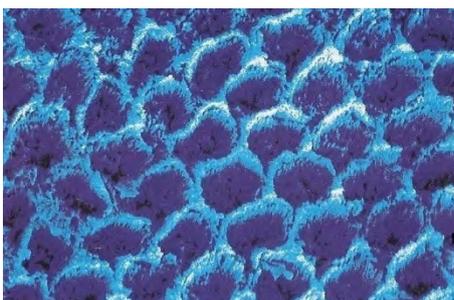


Figure 11 : Email au MEB mordançé pendant 60 secondes

Le rinçage succédant au mordantage permet, d'une part d'éliminer tous les précipités (émail dissout), et d'autre part d'augmenter l'énergie de surface de l'émail autorisant un étalement optimal des adhésifs (17). Bien que datant, ce traitement de surface fait toujours partie intégrante des protocoles de collage actuels et reste indispensable.

3.2.2 Interface dentine- système adhésif

L'interface dentine-adhésif est plus délicate à gérer du fait de l'humidité intrinsèque de celle-ci, contrairement à l'émail. La dentine, après avoir été préparée à des fins prothétiques, est recouverte d'une fine couche de débris appelée « boue dentinaire » ou « *smear layer* ». Cette dernière, constituée d'hydroxyapatite et de collagène modifié, obture les *tubuli* dentinaires et s'oppose à l'établissement d'un contact direct entre les matériaux et le substrat dentinaire (14,17).

Le mordantage va permettre d'éliminer ce dépôt de surface (dissolution), d'ouvrir les *tubuli* dentinaires, et de déminéraliser superficiellement la dentine (14,17). La résine de collage va alors former des brides ou « tags » dans les ouvertures canaliculaires, donnant naissance à une **couche hybride** où collagène et composés résineux sont entremêlés.

Cette première étape du protocole introduit néanmoins une seconde difficulté : la gestion du réseau de collagène. Suite au mordantage, la trame minérale est dissoute et seul le réseau collagénique subsiste.

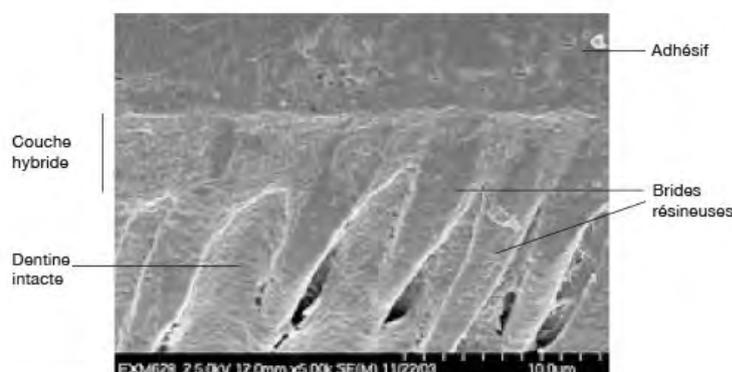


Figure 12 : Coupe montrant la couche hybride ainsi que les tags de résine

La gestion de son degré d'humidité est capitale : trop peu hydraté, le réseau collagénique s'effondre et s'oppose à la pénétration des monomères au sein de son réseau. A contrario, trop hydraté, les monomères ont du mal à déloger l'eau résiduelle et à infiltrer les fibrilles de collagène ; l'énergie superficielle est de surcroît relativement faible (14,17).

Nous verrons dans la troisième partie de ce travail comment gérer de façon optimale l'hydratation de la dentine.

II. Matériaux et protocoles standards de collage

1. Les systèmes adhésifs

1.1 Rappels sur les systèmes adhésifs

Les systèmes adhésifs sont constitués de différents biomatériaux appliqués successivement sur les surfaces dentaires. Leur utilisation est très souvent indispensable à la réalisation d'une interface dent-résine de collage cohérente et répondant aux impératifs posés par le collage.

Un système adhésif est constitué :

- D'un **agent acide** permettant le mordantage de l'émail et/ou de la dentine.
- D'un **primaire d'adhésion** : à la fois hydrophile et hydrophobe, le primaire permet de lier le substrat, hydrophile, et l'adhésif qui lui, en revanche, est hydrophobe.
- **Un adhésif** : constitué de monomères résineux, il infiltre le substrat dentaire et assure la liaison avec la résine de collage.

1.2 Classification

Les systèmes adhésifs peuvent être classés en fonction de leur apparition et de leur évolution au cours des dernières décennies. Cette première classification revêt un caractère historique et permet de distinguer actuellement 7 générations de matériaux d'interface.

Néanmoins, la classification la plus communément utilisée est basée sur le nombre d'étapes associées à la préparation des surfaces dentaires et au traitement (ou non) de la boue dentinaire.

Divers systèmes sont ainsi individualisés :

- **Les systèmes dits « M&R »** : ils indiquent la réalisation d'une étape de mordantage puis de rinçage. Le primaire peut être associé à l'adhésif (M&R II) ou non (M&R III).
- **Les systèmes « SAM »** : automordancants, aucune étape de rinçage n'est alors requise. Ils combinent l'acide et le primaire (SAM II) ou l'acide, le primaire et l'adhésif (SAM I).
- **Les adhésifs universels** : ils peuvent être utilisés de deux façons. Soit dans un protocole utilisant le mordantage et le rinçage ; soit dans une approche simplifiée basée sur l'automordantage. Ils peuvent également être utilisés dans le cas d'un mordantage sélectif (où seul l'émail est mordancé).

NB : le chiffre associé au nom du système renseigne sur le nombre d'étapes cliniques lors de la préparation des surfaces dentaires.

1.3 Composition des différents systèmes adhésifs

1.3.1 Les agents mordancants

1.3.1.1 Les systèmes M&R II/III

Les systèmes M&R se basent sur un mordantage préalable. Comme vu précédemment, il est réalisé grâce à de l'**acide orthophosphorique** dont la concentration s'élève en moyenne à 37% et dont le pH est inférieur à 1.

Sous forme de gel, leur coloration permet de contrôler leur application au niveau des tissus dentaires. Leur viscosité relative permet également de mordancer de façon sélective les tissus d'intérêt, en évitant que l'acide ne s'étale au-delà de la zone désirée.



Figure 13 : Gel de mordantage

1.3.2 Les primaires d'adhésion

1.3.2.1 Les systèmes M&R III

Sa mise en œuvre requiert trois étapes cliniques distinctes, chacune d'entre elles correspondant à l'utilisation d'un matériau. Suite au mordantage et au rinçage de l'acide orthophosphorique, le primaire d'adhésion est appliqué.

Moult *primer* sont retrouvés sur le marché actuellement, chacun présentant, comme tout biomatériau, ses avantages et ses inconvénients.



Figure 14 : Système M&R III de chez Ivoclar Vivadent comprenant le gel de mordantage, le primer et l'adhésif.

1.3.2.1.1 Composition des différents primaires d'adhésion

Ils sont composés de monomères, d'un solvant et d'eau. Cette composition générale présente malgré tout des variations, en termes de proportions, selon le primaire d'adhésion envisagé.

❖ Les monomères

Le plus utilisé est le l'hydroxyéthylméthacrylate (HEMA). Il possède deux fonctions (*fig 13*) :

- une fonction hydrophile (groupement hydroxyle) pouvant se lier à la dentine, humide.
- une fonction hydrophobe (groupe méthacrylate) pouvant réagir avec l'adhésif, hydrophobe.

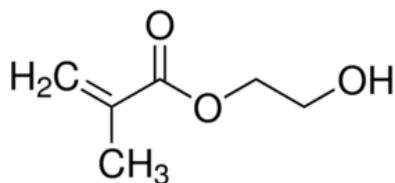


Figure 15 : Structure moléculaire du monomère HEMA avec sa fonction hydroxyle et son groupement méthacrylate.

Sa nature hydrophile et son excellente mouillabilité en fait un primaire d'adhésion remarquablement efficace (20).

Leur utilisation permet de réorganiser le substrat dentaire et notamment la dentine. Son infiltration au sein des fibres de collagène permet par la suite la diffusion de l'adhésif, ce dernier se liant aux groupements hydroxyle des monomères HEMA.

❖ Les solvants

Les solvants sont responsables d'une augmentation de la mouillabilité de la dentine. Ils permettent également de déloger l'eau subsistante, autorisant de ce fait la pénétration des monomères HEMA au sein des fibrilles de collagène (21). Ils peuvent être de nature variable et modifier les propriétés du primaire d'adhésion. On peut retrouver comme composé : l'eau, l'acétone, l'éthanol ou encore le T-butanol.

Plusieurs éléments sont à étudier avant d'arrêter son choix sur un type de solvant, et donc finalement sur un type de primaire : leur temps d'évaporation ainsi que leur conservation :

Le temps d'évaporation va conditionner le degré d'humidité retrouvé au niveau de la dentine après application du primaire (22). On conçoit aisément qu'une évaporation rapide laisse peu de temps à la réhydratation du réseau collagénique (empêchant son effondrement). En revanche, un composé dont l'évaporation est lente, donne lieu à une surface dont le contenu hydrique est plus important.

La conservation est également à prendre en compte, les composés fortement volatiles devant être maniés avec précaution et leur contenant refermé immédiatement après utilisation.

L'efficacité d'un primaire se voit, en effet, altérée suite aux nombreuses ouvertures des flacons au cours de leur utilisation (14)

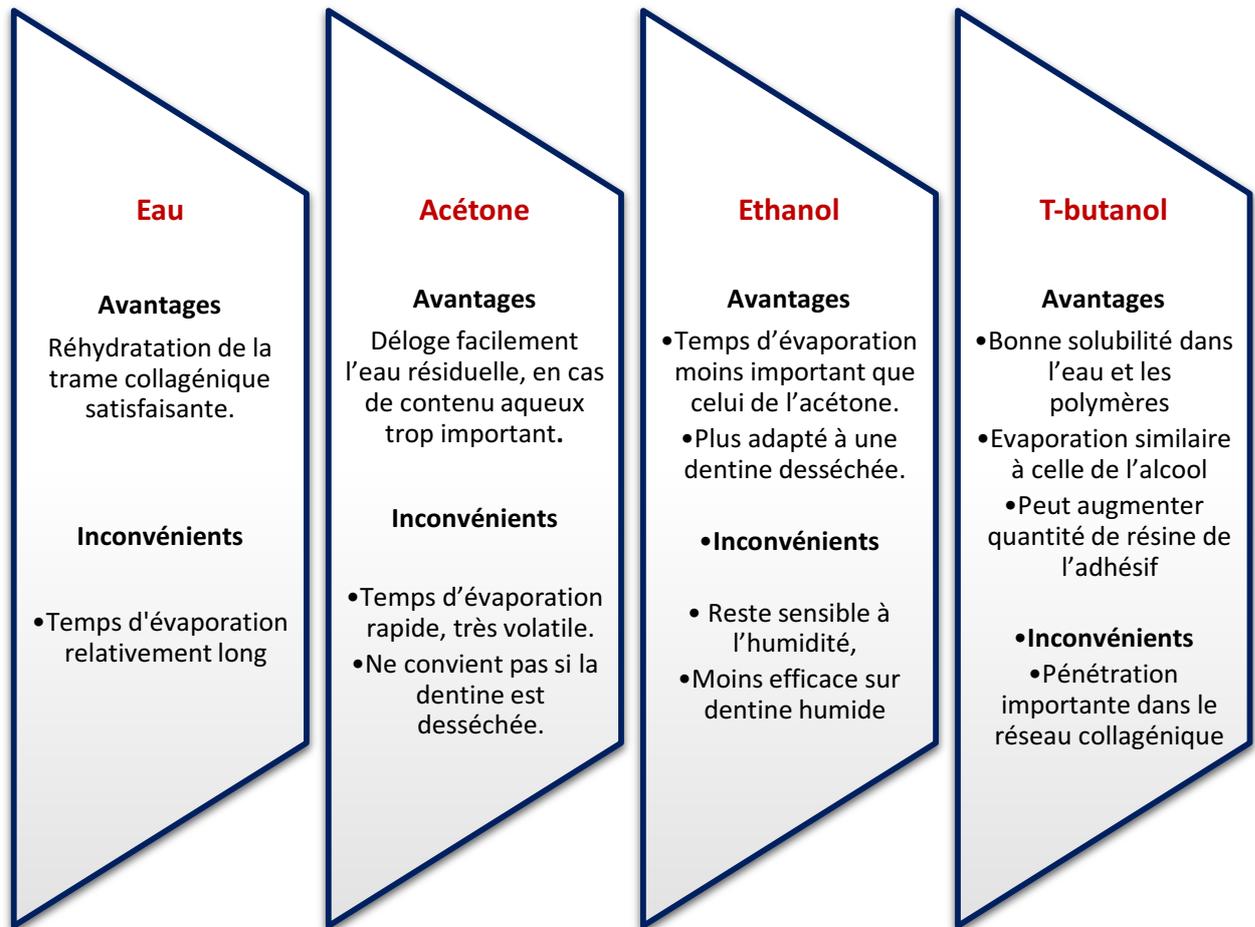


Figure 16 : Récapitulatif des différents solvants, présentant leurs avantages et leurs inconvénients (14)

Nous verrons dans la troisième partie lequel a montré le plus d'efficacité lors du collage.

1.3.1.2 Les systèmes M&R II

Ces systèmes comprennent deux étapes cliniques : la première est une étape de mordantage, la deuxième correspond à l'application du primaire et de l'adhésif de façon simultanée. Un même flacon contient donc le primaire et l'adhésif, dont la composition sera détaillée ultérieurement. Cette composition hétérogène rend le mélange plus soluble et donc plus enclin à se dégrader dans le temps (14).



Figure 17 : Système M&R II de chez Ivoclar Vivadent® : primaire+ adhésif disponible en flacon ou stylo

1.3.1.3 Les systèmes SAM II et SAM I

Dans le cas d'un **SAM II**, le mordantage et l'application du primaire sont concomitants. Un même flacon contient donc : des monomères acides assurant la déminéralisation des tissus dentaires et leur infiltration ; et le primaire composé de monomères HEMA et de solvants.



Figure 18 : Système SAM II



Figure 19 : Système universel pouvant être utilisé comme un SAM I.

L'utilisation d'un **SAM I**, quant à lui, ne nécessite qu'une seule application : le mordantage, la mise en place du *primer* et de l'adhésif sont ainsi réalisés en une étape seulement. Ils contiennent, à l'instar d'un SAM I, des monomères acides, des monomères HEMA, et des solvants. Leur composition diffère par l'ajout d'un

adhésif.

1.3.2 L'adhésif

La composition d'un adhésif reste relativement similaire d'un système à un autre, seules les proportions sont susceptibles de varier (23). Ils sont composés de :

- Monomères de résine acrylique
- Amorceurs et inhibiteurs de polymérisation
- Solvants
- Et parfois de charges

❖ Les monomères de résine acrylique

Ils sont retrouvés aussi bien dans l'adhésif que dans le composite de collage et permettent, de ce fait, d'assurer une certaine uniformité au sein de l'interface de collage et ce après la polymérisation (23).

La structure d'un monomère résineux s'organise autour d'une chaîne carbonée, laquelle porte à ses extrémités différents groupements fonctionnels :

- un **groupement de type méthacrylate** (au moins un) permettant d'assurer la fonction de polymérisation
- un **groupement variable** déterminant les propriétés du monomère résineux : alcool, acide carboxylique, phosphate, ou encore acide sulfonique.

Selon les différentes fonctions portées on distingue : des monomères fonctionnels et des cross-linkers.

Dans le cas des monomères fonctionnels, une seule extrémité peut concourir au phénomène de polymérisation, ce qui n'est pas le cas des cross-linkers, pouvant porter plusieurs fonctions polymérisables. La particularité de ces derniers réside dans leur mode de réticulation, qui n'est pas linéaire mais en croix.

Les monomères fonctionnels pouvant être retrouvés au sein d'un adhésif sont les suivants : les monomères HEMA, le 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydride), et le 10-MDP. Les cross-linkers pouvant être retrouvés dans les adhésifs sont les suivants : le Bis-GMA (bisphénol A-glycidyl méthacrylate), l'UDMA (Urethane Diméthacrylate), le TEGMA (Triéthylène glycol diméthacrylate) et l'EGDMA (Éthylène glycol diméthacrylate)

Dans un système **M&R II** le primaire et l'adhésif sont combinés. Les monomères retrouvés dans leur composition doivent donc nécessairement posséder une extrémité hydrophile, afin de présenter une mouillabilité compatible avec une infiltration du réseau dentinaire.

Dans le cas d'un **SAM I**, et contrairement aux SAM II où le primaire acide assure le mordantage, la déminéralisation des tissus dentaires est permise grâce aux monomères fonctionnels associés à l'adhésif, la dissociation de leurs groupements permettant la libération de protons H⁺.

Enfin, concernant les **systèmes adhésifs universels**, des monomères acides ainsi que des monomères fonctionnels, et notamment des esters de phosphate (ex : le 10-MDP) entrent dans leur composition.

❖ **Les initiateurs et inhibiteurs de la polymérisation**

La mise en place d'une couche hybride satisfaisante impose une étape clinique de polymérisation de l'adhésif (23). Son absence aurait, en effet, pour conséquence l'effondrement de cette structure clé lors de la mise en place de la résine de collage (14).

La polymérisation est une réaction de réticulation où les monomères sont associés, les uns à la suite des autres, grâce à la formation de liaisons covalentes. Cette réaction donne naissance à un polymère. Elle ne peut néanmoins se faire seule et doit être initiée à l'aide de composés spécifiques.

Les initiateurs, par la libération de radicaux libres, vont permettre d'ouvrir les doubles liaisons retrouvées au sein des monomères et assurer leur association. Le début de la réaction en chaîne est alors amorcé. Le relargage de radicaux libres peut se faire soit par l'application d'une énergie lumineuse, dans ce cas on parle de **photopolymérisation** ; soit par une réaction chimique (de type base-catalyseur), il s'agira alors d'une **chémopolymérisation**. Les initiateurs les plus communément utilisés sont la camphoroquinone, le diphényle phosphine oxyde, et le peroxyde de benzoyle.

Des inhibiteurs de polymérisation sont également nécessaires afin d'éviter des réactions de polymérisation non souhaitées et causées par la formation spontanée de radicaux libres.

❖ **Les solvants**

Les adhésifs, comme les primaires, contiennent des solvants, ceci dans le but d'améliorer la mouillabilité des surfaces dentaires. Les systèmes conjuguant des composés hydrophiles (primaire d'adhésion) et des composés hydrophobes (adhésif), comme les SAM I, doivent inéluctablement contenir des solvants en concentration suffisante pour stabiliser ce type de mélange.

On peut également noter que l'eau est un solvant indispensable à la production de monomères acides dans le cas des SAM.

❖ Les charges

Elles ne sont pas systématiquement introduites dans la composition d'un adhésif. Lorsqu'elles sont présentes, elles sont utilisées en vue de diminuer la viscosité de l'adhésif. Cette diminution permettrait d'augmenter l'épaisseur de la couche de produit appliquée.

Trop fine, la quantité de monomères polymérisés peut alors être insuffisante du fait de la présence d'une fine pellicule superficielle dont la polymérisation est inhibée au contact de l'oxygène(23). Une épaisseur plus importante permettrait également une limitation de la contraction à la polymérisation de la résine de collage au contact de l'adhésif (24).

1.4 Récapitulatif des différents systèmes adhésifs

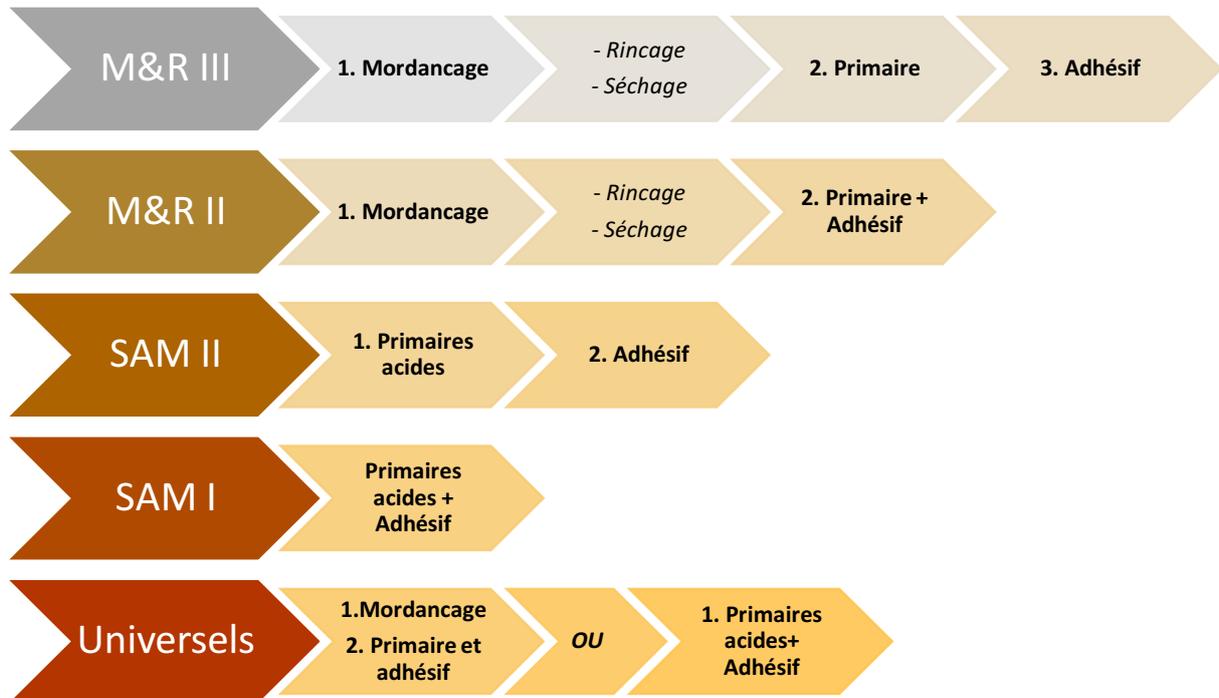


Figure 20 : Récapitulatif des différents systèmes adhésifs et de leur séquence clinique

2. Les résines de collage

2.1 Classification

Elle peut se faire selon deux critères : selon le potentiel adhésif ou selon le mode de polymérisation.

2.1.1 Selon le potentiel adhésif

Etablie par Degrange, elle permet de distinguer trois types de colles : les colles sans potentiel adhésif, celles avec un potentiel adhésif propre et enfin les colles autoadhésives.

2.1.1.1 Colles sans potentiel adhésif (composite de collage)

Comme son nom l'indique, une colle sans potentiel adhésif n'est pas capable de se lier naturellement aux tissus dentaires. Elles nécessitent donc, au préalable, l'utilisation d'un système adhésif. Ces derniers peuvent être des M&R (II ou III) ou des SAM (I ou II). La colle réalise un microclavetage mécanique au sein de la dentine/émail. Elle assure ensuite le lien entre la couche hybride et la restauration en céramique par le biais d'agents de couplage tels que les silanes.



Figure 21: Variolink Esthetic® de chez Ivoclar Vivadent®.

2.1.1.2 Colles avec potentiel adhésif propre (colles complexes)

Elles se caractérisent par la présence, dans leur composition, de **monomères fonctionnels** pouvant se lier aux tissus dentaires. Employées seules, les liaisons établies, qui sont d'ordre chimique, sont malgré tout insuffisantes pour assurer une adhésion convenable. Leur utilisation ne permet donc pas d'être dispensée des différents traitements de surface associés, aussi bien aux tissus dentaires, qu'aux céramiques (14,25).

Les monomères fonctionnels utilisés sont différents selon les types de colles (25) :

- Le **10-MDP** pour la colle Panavia de chez Kuraray par exemple.
- Ou encore le **4-META** pour le Super-Bond de Sun Medical.



Figures 22 et 23 : Système Panavia de chez Kuraray (à gauche) et le Super-Bond de chez Sun Medical (à droite).

2.1.1.3 Colles autoadhésives

Les colles autoadhésives ne requièrent aucun traitement de surface dentaire préalable. Elles sont dotées de monomères fonctionnels acides tels que des méthacrylates d'acide phosphorique ou carboxylique. Le collage s'effectue donc en **une seule étape clinique**, conjuguant le mordantage (grâce aux fonctions acides), l'application du primaire, de l'adhésif et du composite de collage.

Leur développement s'inscrit dans une volonté de simplifier et de diminuer le nombre d'étapes cliniques. Néanmoins, les valeurs d'adhérence enregistrées avec ce type de colle restent plus faibles que les autres et il est malgré tout recommandé d'effectuer un mordantage préalable au niveau de l'émail (25).



Figure 24 : Relyx Unicem de chez 3M ESPE

2.1.2 Selon le mode de polymérisation

La réaction de réticulation peut être déclenchée de diverses manières donnant lieu à différents types de colles : les colles photopolymérisables, chémozopolymérisables ou enfin duales.

2.1.2.1 Colles photopolymérisables

La réaction de prise est déclenchée par l'application d'un **flux lumineux** dont la longueur d'ondes correspond au spectre d'émission des photo-initiateurs. Le phénomène de réticulation est donc indissociable de la quantité de flux lumineux qui est employée (26). De ce fait, elles ne peuvent être utilisées que dans le cas de restaurations de faible épaisseur, plus ou moins translucide, là où la céramique autorise le passage de la lumière émise par la lampe à photopolymériser (26).

2.1.2.2 Colles chémozopolymérisables

Elles sont dites « **autopolymérisables** » et leur prise ne nécessite aucune opération particulière, celle-ci s'opérant uniquement grâce au mélange de composés chimiques (base-catalyseur). Cette caractéristique lui permet d'être indiquée dans le cas où les colles photopolymérisables ne peuvent être utilisées et notamment lorsque les restaurations ne sont pas suffisamment translucides (27).

2.1.2.3 Colles duales

Elles se basent sur les **deux types de prise** vues précédemment : l'application d'un flux lumineux et une réaction d'ordre chimique. Elles permettent ainsi de combiner les avantages de la photopolymérisation et de la chémozopolymérisation.

Il est important de noter que la polymérisation finale et notamment le taux de monomères convertis, c'est-à-dire liés, est fortement associé à la photopolymérisation(28). La chémozopolymérisation est intéressante pour les zones insuffisamment exposées au flux lumineux mais elle ne peut être le seul type de polymérisation employé(14).

2.2 Composition

On retrouve généralement dans les colles la même composition, et ce quel que soit leur potentiel adhésif. Elles renferment des composés résineux (dont certains possèdent des monomères fonctionnels), des solvants et des initiateurs de polymérisation. Mais contrairement aux adhésifs, les charges ne sont pas facultatives dans le cas des résines de collage. La plupart des propriétés mécaniques lui est, en effet, attribuable. Elles peuvent se matérialiser sous forme de silice ou de verres de métaux lourds, les rendant ainsi radio-opaques (14).

Les résines de collage peuvent être micro chargées ou micro-hybrides, mais dans tous les cas, elles restent plus fluides que les composites utilisés dans le cadre de restauration afin de faciliter le placement de la restauration en céramique (25).

NB : Le choix des colles étant grandement dépendant du type de céramique choisi (zircone ou céramique vitreuse) et de la rétention associée (facette ou couronne), elles ne seront donc pas plus développées ici.

3. Protocoles de collage

Une multitude de protocoles de collage existent et ces derniers dépendent :

- Des **tissus dentaires** concernés : émail et/ou dentine.
- Du type de **restauration** choisie : facette, inlay/onlay, couronne...
- Du type de **céramique** utilisée : vitrocéramique, zircone.
- Du **système adhésif** employé : M&R III/II, SAM II/I ou universels.
- De la **résine de collage** envisagée : sans ou avec potentiel adhésif, photo/chémopolymérisable ou encore duale.

Néanmoins, malgré toute la diversité de biomatériaux retrouvés de nos jours, certains protocoles démontrent de meilleurs résultats cliniques en termes de longévité. Ils représentent certes, un « gold standard » en matière de collage, mais restent très dépendants de la qualité de la mise en œuvre et donc, finalement, très praticien-dépendant.

3.1 Protocole de collage standard

Cette proposition de protocole reste à pondérer en fonction des variables qui ont été citées précédemment et reste générale. Il sera à adapter en fonction du cas clinique, comme nous le verrons dans la troisième partie.

3.1.1 Traitements de surface des substrats dentaires

Comme nous l'avons vu précédemment, le traitement des surfaces dentaires est variable selon le système adhésif choisi. Nous présenterons dans ce protocole le cas d'un système M&R III, très largement utilisé et dont les résultats sont très satisfaisants.

1. **Pose de la digue** : avant tout, la mise en place d'un champ opératoire est indispensable.
2. **Sablage des préparations** à la microsableuse (aéro-abrasion), avec des grains d'alumine de 25 microns.
3. **Rinçage et séchage.**
4. **Mordantage** à l'acide orthophosphorique pendant *30 secondes* au niveau de l'émail et *15 secondes* au niveau de la dentine.
5. **Rinçage** sous spray air/eau pendant *15 secondes*.
6. Application du **primaire** à l'aide d'un tip puis étalement grâce à une seringue à air, le séchage doit être modéré.
7. Application de l'**adhésif**.
8. **Photopolymérisation** de l'adhésif selon les recommandations du fabricant.

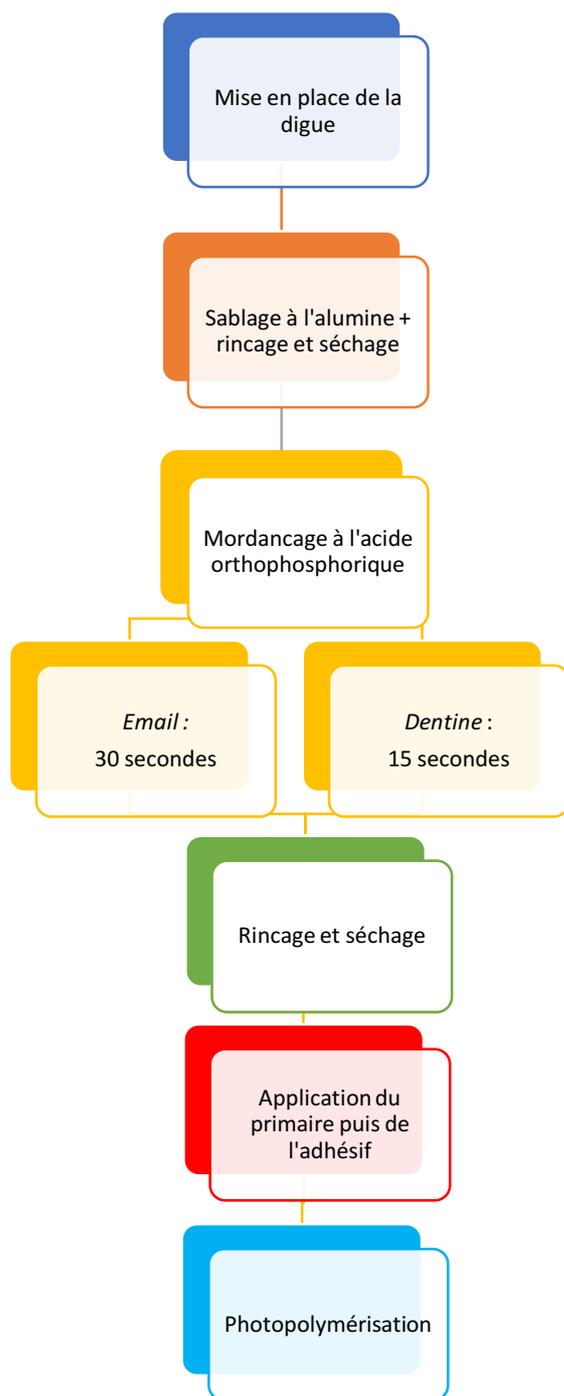


Figure 25 : Protocole d'application d'un système MR III

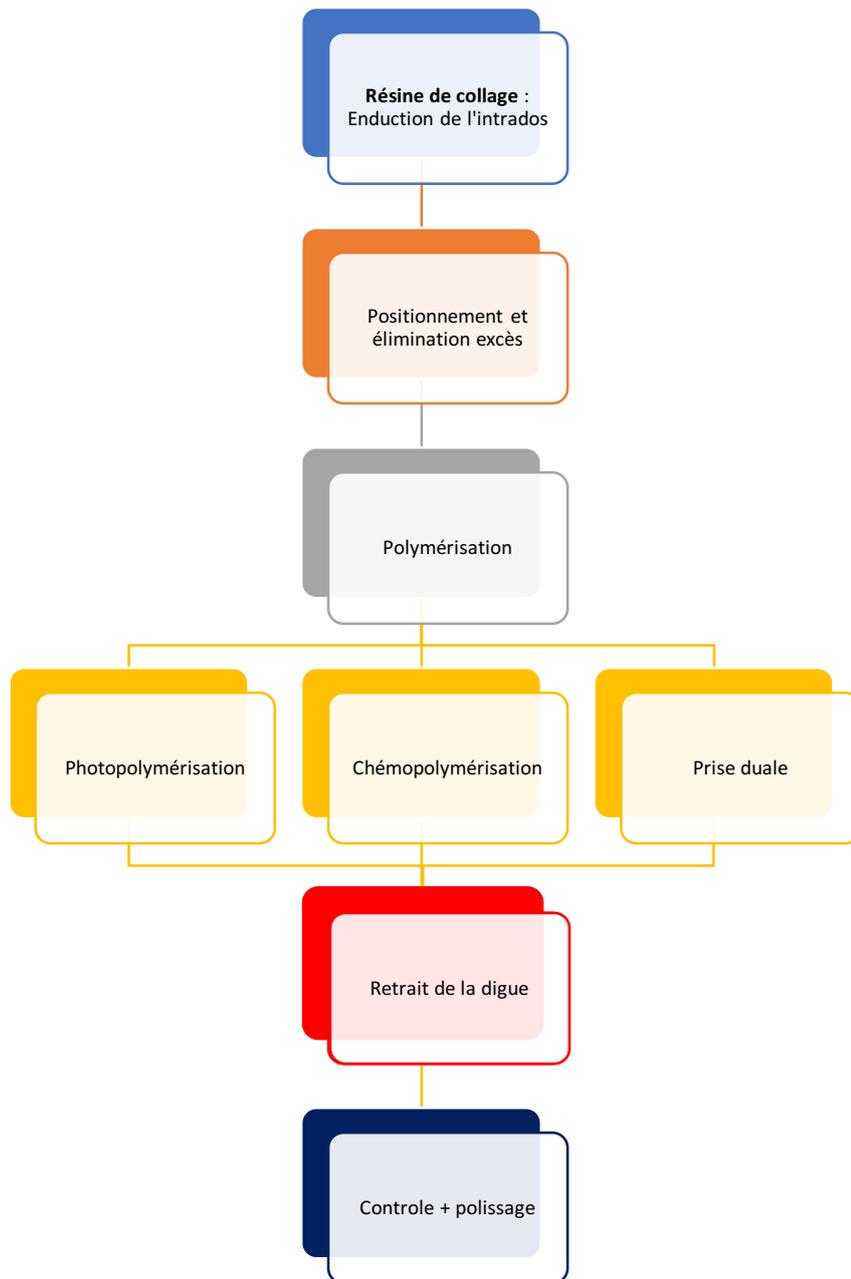


Figure 26 : Protocole d'assemblage d'une pièce prothétique

III. Optimisation du collage

1. Vieillessement du joint dento-prothétique

La qualité de l'interface dento-prothétique mise en place lors du collage est primordiale tant la pérennité d'une restauration tout céramique en dépend. Malgré tout, le joint subit inéluctablement, au cours du temps, un vieillissement qui impacte négativement les propriétés d'adhérence. Si le collage à l'émail est plus facile à maîtriser et considéré comme stable (29), ce n'est pas le cas de la dentine. La complexité de sa structure rend le collage bien plus délicat à appréhender. Il est ainsi important de connaître les éléments qui vont influencer la dégradation de la couche hybride afin d'en limiter, tant que faire se peut, les effets.

1.1 Facteurs de dégradation exogènes du joint dento-prothétique

1.1.1 Contraintes physiques

Elles peuvent être d'ordre **mécanique** et imposées lors des cycles masticatoires. Les contraintes de compression et de cisaillements ainsi retrouvées lors des prises alimentaires sollicitent inévitablement l'interface dent-céramique, et ce de façon répétée.

Les variations **thermiques** retrouvées au sein de l'environnement buccal participent également à la sollicitation du joint, en entraînant des variations volumiques (contraction/dilatation) qui sont différentes selon la nature du substrat envisagée. L'hétérogénéité des coefficients de dilatation thermique tend, au même titre que les contraintes mécaniques, à fragiliser la couche hybride au cours du temps.

1.1.2 Dégradation de la résine de collage

Au sein de l'environnement buccal, la résine de collage est majoritairement dégradée par des phénomènes d'**hydrolyse** (30). Pour rappel, cette réaction chimique se caractérise par la modification d'un composé par la fixation d'une molécule d'eau. Ils s'observent donc lorsque l'on retrouve de l'eau au sein de l'interface. Celle-ci peut s'infiltrer ou être déjà présente lors de la polymérisation.

1.1.2.1 Phénomènes d'infiltration

L'eau peut infiltrer la couche hybride par divers mécanismes : elle peut s'immiscer au sein des espaces libres laissés entre les cross-linkers ou monomères fonctionnels non polymérisés. Mais elle peut également être absorbée par les composés hydrophiles retrouvés dans les systèmes adhésifs et résine de collage (30).

La phase aqueuse contenue dans les composés résineux, et insuffisamment polymérisés, est alors rapidement éliminée par hydrolyse. La matrice de collagène, auparavant gainée par la résine, est de ce fait peu à peu exposée, laissant les fibrilles de collagène susceptibles d'être dégradées par attaque enzymatique (30).

La fatigue mécanique de la résine adhésive, à nue, contribue à l'accélération de la détérioration de la matrice en créant une surface abrasée, plus encline à autoriser le passage de l'eau au sein de la couche hybride (30). Ce processus de dégradation est particulièrement problématique pour les SAM I, qui contiennent un pourcentage important de composés présentant une affinité particulière pour l'eau (31), potentialisant *in fine* l'altération de l'interface par hydrolyse.

1.1.2.2 Présence d'eau résiduelle

L'eau est un solvant largement retrouvé dans la composition des systèmes adhésifs actuels. Son évaporation incomplète engendre un phénomène de polymérisation insuffisant, gêne l'infiltration de résine au sein du réseau collagénique et augmente ainsi le *nanoleakage* (32). Sa présence est également à l'origine des phénomènes d'hydrolyse, comme évoqué précédemment.

1.1.3 Phénomène de nanoleakage

Le terme anglais de « nanoleakage » fait référence aux microporosités présentes au sein de la couche hybride, permettant la diffusion d'ions et de molécules. Ceci se matérialise par le passage de « traceurs », comme le nitrate d'argent ammoniacal, de part et d'autre de l'interface dento-prothétique (30).

Quand un système M&R est utilisé, les microporosités sont créées lorsqu'on retrouve une différence entre la profondeur de dentine déminéralisée (lors du mordantage) et la quantité de collagène réellement infiltré par les composés résineux, moins importante (30). Mais le *nanoleakage* est également observé lors de l'utilisation de SAM, l'interface se comportant alors comme une membrane perméable (30), autorisant la diffusion de molécules provenant de l'environnement externe mais également interne (fluides pulpaire) (33).

La stabilité du joint dento-prothétique est, à long terme, impactée par la présence de ces porosités (34), ces dernières constituant de véritables zones de faiblesse.

1.2 Facteurs de dégradation intrinsèque de la couche hybride

Les fibres de collagène, formant partie intégrante de la couche hybride, ne sont pas toutes gainées par la résine de collage (*nanoleakage*). Les fibrilles exposées, et donc non protégées, sont alors la cible d'enzymes protéolytiques, d'origine **endogène** : les *matrix metalloproteinases* (MMPs) (30). Initialement, ces protéines enzymatiques ont été mises en évidence lors de la progression d'un phénomène carieux. La déminéralisation des tissus dentinaires, initiée par le relargage d'acides bactériens, est à l'origine de l'activation des MMPs, alors sécrétées par l'organisme. Leur activité protéolytique est responsable de la destruction du réseau collagénique (30).

Néanmoins, des études récentes suggèrent la présence d'une activité protéolytique en l'absence de dentine cariée. L'environnement acide, créé lors du mordantage, serait responsable de la mise en jeu de ces métalloprotéases, ayant pour cible les fibrilles de collagène non englobées par les composés résineux (30).

Outre les MMPs, il semblerait que les cathépsines à cystéine soient également impliquées. Leur intervention permettrait également, en agissant en synergie avec les métalloprotéases, la destruction de la matrice collagénique (30).

2. Comment optimiser le collage ?

2.1 Analyse rigoureuse du cas clinique

La qualité de la mise en œuvre du protocole de collage est, certes, fondamentale. Mais au-delà de cet aspect purement « technique », son succès est indissociable d'une analyse pertinente, en amont, des particularités cliniques inhérentes aux substrats. S'interroger sur les éléments influençant la qualité du collage va permettre au chirurgien dentiste, d'une part, de choisir les biomatériaux les plus adaptées à la situation clinique ; et d'autre part, de déterminer le caractère prédictif quant au succès, ou non, de la procédure d'assemblage.

2.1.1 Substrats dentaires en présence

2.1.1.1 Email

2.1.1.1.1 Email sain

Hautement minéralisé et non humide, contrairement à la dentine, l'émail est un excellent substrat de collage (29). Bien que non problématique, le choix du système adhésif va néanmoins influencer la qualité du joint dento-prothétique mis en jeu. Qu'est-il alors judicieux de choisir ?

De nombreuses études ont montré l'importance d'un **mordançage préalable** des surfaces amélaire, à l'acide orthophosphorique, afin d'optimiser l'adhésion. Partie intégrante du protocole d'un système M&R, dans le cas d'un SAM ou d'un adhésif universel, la procédure *d'etching* préalable augmente indéniablement les valeurs d'adhérence retrouvées (35). Elle s'avère particulièrement indispensable en présence d'émail aprismatique, non fraisé préalablement. Le fraisage est cependant fortement recommandé, afin de réaliser le collage sur un émail prismatique.

Moins acides, les SAM et les adhésifs universels ne permettent pas, en effet, d'obtenir un profil de mordançage suffisamment favorable au microclavetage de la résine dans les anfractuosités de l'émail (35).

Lorsque l'émail constitue le seul substrat de collage, les **systèmes M&R** sont donc à privilégier, leur supériorité ayant été démontrée lors de nombreuses études.

Lorsque le collage concerne aussi bien l'émail que la dentine, et que l'on a opté pour une approche automordancante, le **mordantage sélectif de l'émail** est alors recommandé. Un *etching* préalable est opéré en regard des surfaces amélaire, sans déborder sur les surfaces dentinaires. Ces dernières seront traitées ultérieurement par le SAM choisi.

2.1.1.1.2 Email déminéralisé

La progression d'une lésion carieuse s'accompagne inéluctablement d'une déminéralisation de l'émail. Celui-ci constitue un substrat peu propice à une adhésion durable. Les valeurs d'adhérence enregistrées sont, en effet, inférieures à celles pouvant être observées dans le cas d'un émail sain (36) . L'émail constituant la véritable clé de voute de l'adhésion, il est recommandé, et selon le type de restauration envisagée, de placer les limites de préparation dans des plages d'émail sain ou reminéralisé.



Figure 27 : Lésion de déminéralisation en regard de la 13, d'après l'article de Denis et al. portant sur les taches blanches de l'émail (37).

2.1.1.1.3 Email atteint de Fluorose

La fluorose se caractérise par un développement aberrant de l'émail, lorsque les taux de fluor ingérés sont supérieurs à la normale. L'émail est alors coloré et peut présenter diverses formes cliniques (taches blanchâtres ou au contraire brunâtres). On notera également une porosité plus marquée et des plages d'hypominéralisation en subsurface, sous un émail d'apparence hyperminéralisé (37,38).

Avant toute considération, il est important de déterminer la sévérité de la fluorose, les approches thérapeutiques étant variables selon sa gravité. Il faut, pour cela, se référer à la classification Thylstrup et Fejerskov établie en 1978, par exemple (39). Néanmoins, peu importe son degré, un émail atteint de fluorose présente des valeurs d'adhérence plus faibles comparées à celles d'un émail sain (40,41).



Figures 28 et 29 : Photographies montrant divers degrés de sévérité chez deux patients atteints de fluorose, d'après l'article de Lilian Rigo et al. (42)

Cas d'une fluorose légère

Un fraisage superficiel de l'émail permettrait d'augmenter la qualité de l'adhésion (41,43). Les systèmes M&R sont également recommandés (40) avec une durée de mordantage de 15 secondes, à l'acide orthophosphorique (44).

Cas d'une fluorose modérée

Le fraisage est également recommandé (41,45). L'efficacité des systèmes M&R diminuant avec l'augmentation de la gravité de la fluorose (40), on peut aussi porter son choix sur une approche automordancante. Les M&R ne sont néanmoins pas contre-indiqués, et la durée du mordantage la plus adéquate serait de 30 secondes (44).

Cas d'une fluorose sévère

L'émail étant relativement fragile, le fraisage préalable est déconseillé (14) ainsi que l'utilisation des systèmes M&R (40). Il est à noter que l'augmentation du temps de mordantage dans ce cas est délétère (44). L'approche automordancante, plus douce, est donc le choix le plus adapté dans le cas d'une fluorose sévère (40).

2.1.1.1.4 Email atteint d'amélogénèse imparfaite

L'amélogénèse imparfaite se traduit par un développement anormal de l'émail, sa structure et son apparence étant altérées par la présence de mutations génétiques, impliquées dans l'activité de protéines majeures (amélogénine par exemple)(46).



Figure 30 : Patient atteint d'amélogénèse imparfaite, (d'après l'article du Journal Canadian Dental Association (2013;79:d38)).

Trois grandes formes cliniques sont à distinguer : on peut ainsi retrouver un émail hypoplasique, hypominéralisé ou encore hypomature (46,47). L'émail hypoplasique est peu épais, et présent en quantité moindre. Les formes hypominéralisées ou hypomatures, quant à elles, sont associées à des anomalies qualitatives : défaut de minéralisation et défaut de transformation de la trame organique (46).

En 2011, des études menées sur des modèles murins ont permis une meilleure compréhension de l'impact de ces mutations génétiques sur les caractéristiques de l'émail hypoplasique et hypomature (46) :

❖ Cas d'un émail hypoplasique

Associé à une mutation de l'amélogénine, il ne possède que très peu de structure prismatique, pourtant indispensable au collage. Son aspect au SEM (*scanning electron microscopy*) est celui d'une surface rugueuse, non uniforme et son profil de mordantage est anormal. Les valeurs d'adhérence retrouvées sont également plus faibles quant à celles de l'émail contrôle, et cela peu importe le système adhésif utilisé (46). Une étude réalisée par *Yaman et al.* , concernant cette fois ci des molaires issues de patients, rejoignent les données retrouvées sur les souris (48).

Sur le modèle murin, la qualité de l'adhésion serait favorisée par l'utilisation de **systèmes automordançants**, ces derniers présentant les meilleurs taux succès comparés à des systèmes de mordantage-rinçage, trop agressifs (acides) pour un émail fragile (46). En revanche, l'utilisation d'un système M&R ou d'un SAM n'a pas montré de différence significative quant à la qualité de l'adhésion dans le cas de l'étude de *Yaman et al.*

D'autres éléments sont nécessaires pour conclure quant à la supériorité ou non des systèmes automordançants.

Selon *Pugach et al.* la deprotéinisation par hypochlorite de sodium (NaOCl) n'est pas recommandée, celle-ci altérant la trame minérale restante, qui n'est plus soutenue (49).

❖ Cas d'un émail hypomature

Etudié ici en invalidant le gène d'une métalloprotéinase, l'émail est hypoplasique-hypomature. Fragile, il se sépare facilement de la dentine, montrant une atteinte de la jonction amélo-dentinaire. Son profil de mordantage est peu marqué et difficilement différenciable de son profil non mordancé (46). D'autres études, sur des « modèles humains » cette fois-ci, ont mis en exergue les anomalies ultrastructurales ainsi que chimiques de ce type d'émail (50). Le contenu protéique est, par exemple, largement supérieur à celui retrouvé dans le cas d'un émail sain (51).

Sur les souris, l'emploi d'un système M&R a significativement fait chuter les valeurs d'adhérence. Non mordancé, les microreliefs retrouvés s'approchent de ceux retrouvés à la surface d'un émail sain mordancé (46):

L'approche la plus judicieuse serait donc l'utilisation de **systèmes automordancants**, plus doux et préservant au maximum la structure amélaire (46).

La deprotéinisation n'est pas non plus recommandée, pour les raisons exposées précédemment (49).

Néanmoins, peu d'études ont été réalisées sur ce type d'émail (modèle humain) et il est à noter que les résultats obtenus concernent des modèles murins, des précautions doivent donc être prises quant à leur extrapolation à des patients.

❖ Cas d'un émail hypocalcifié

Le tableau clinique associé à ce type d'amélogénèse imparfaite est la présence d'un émail plus mou (52), dont le ratio contenu protéique/contenu minéral n'est pas avantageux (53). La matrice amélaire est, de ce fait, relativement désorganisée et laisse apparaître au fil du temps la dentine. Des colorations dentaires diverses peuvent ainsi être observées chez ces patients, allant du jaune brun au noir dans des cas extrêmes (52).

Une approche proposée, depuis quelques décennies maintenant, a été l'utilisation d'agents déprotéinisants, comme l'hypochlorite de sodium, afin d'en éliminer les excès (protéines) autour de la substance cristalline. L'inclusion de cette étape lors d'un protocole de collage semble améliorer les valeurs d'adhérence retrouvées, selon l'étude de *Saroğlu et al* (53). *Venezie et al.* avaient déjà émis cette hypothèse mais, en utilisant cette fois ci, l'hypochlorite de sodium avant le mordantage (54).

En outre, une récente étude a mis en évidence l'efficacité de l'hypochlorite de sodium, (utilisé après mordantage), mais également celle du gel de papacarie. A efficacité équivalente, ce dernier pourrait néanmoins constituer une alternative intéressante (55).

Il est donc conseillé d'utiliser un agent déprotéinisant, comme de l'hypochlorite de sodium à 5%, pendant 1 minute **après** le mordantage. Dans ce cas, il est recommandé d'employer un système M&R. Ce procédé concerne surtout les restaurations sans rétention mécanique (14).

En revanche, pour les restaurations avec rétention mécanique, l'application de NaOCl est réalisée **avant** le mordantage, et les SAM sont plutôt recommandés, plus respectueux de la trame minérale restante (14).

2.1.1.1.5 Email atteint de MIH

L'hypominéralisation molaire-incisive, ou MIH (*molar-incisor hypomineralization*), se définit comme un défaut de minéralisation de l'émail, notamment retrouvé au niveau des molaires et des incisives, comme la terminologie l'indique. Son étiologie reste encore floue.



Figures 31 et 32 : Patients atteints de MIH, d'après Katrin Bekes (ZWP, 2015) à gauche et de Maria Rita Givca (International Journal of Dentistry, 2018) à droite.

Une étude datant de 2015, menée par *Bozal et al.*, a permis d'étudier au microscope électronique à balayage (SEM) la structure d'un tel type d'émail, avec et sans mordançage. Des analyses chimiques ont également été conduites.

Des modifications ultrastructurales et chimiques de l'émail atteint de MIH ont ainsi pu être mises en évidence. On peut noter la présence d'une structure amélaire plus poreuse, marquée par des fissures et par une réduction du contenu minéral, aussi bien qualitativement que quantitativement. Le contenu protéique, lui, est en revanche plus important. Par ailleurs, le profil de mordançage obtenu n'est pas celui classiquement retrouvé : peu prononcé, il en demeure moins favorable (56). Ces éléments permettent de comprendre les valeurs d'adhérence retrouvées, significativement plus faibles. Dans ce contexte clinique, l'émail, contrairement à la dentine, constitue le véritable maillon faible du collage (57).

L'étude de *Kramer et al.*, publiée en 2018, a montré que l'utilisation d'un système M&R III, comme employé dans l'étude, permettait d'obtenir de meilleurs résultats lors des tests d'adhérence par rapport aux SAM II et MR II. En revanche, aucune différence significative n'a été relevée lors de l'utilisation d'un prétraitement à l'hypochlorite de sodium, mais moins de décollements spontanés, entre l'émail et la résine, de collage ont été notés (57).

Le collage à l'émail dans ce contexte clinique est délicat à gérer et l'ajout d'une **déprotéinisation** dans le protocole (37), à l'hypochlorite de sodium à 5% pendant 1 minute, est malgré tout conseillé. L'utilisation de l'OptiBond FL, un **M&R III**, a également obtenu les valeurs d'adhérence les plus satisfaisantes (57).

2.1.1.2 Dentine

2.1.1.2.1 Dentine Saine

Le collage à la dentine étant relativement délicat, connaître les performances cliniques des systèmes adhésifs actuellement sur le marché est primordial. Cependant, il est important de noter qu'aucun système adhésif n'est idéal, et de nombreuses problématiques restent encore à résoudre. Alors quel système choisir ?

❖ Les systèmes M&R

Les systèmes M&R III représentent actuellement le « gold standard » des systèmes adhésifs en matière de collage. Dotés d'excellents résultats en termes d'adhérence (in vivo et in vitro) et d'un grand recul clinique, ils permettent de réaliser des collages fiables.

Malgré tout, ils ne sont pas exempts de défauts et quelques points sont à soulever :

- Leur mise en œuvre est délicate, relativement longue et de ce fait très sensible à l'expérience du praticien. Leur utilisation requiert donc une grande expérience clinique.
- Le mordantage préalable peut également s'avérer relativement agressif vis-à-vis de la dentine et provoquer des sensibilités postopératoires.
- Enfin, appliqué en plusieurs étapes distinctes, le profil de mordantage est souvent plus profond que l'infiltration résineuse (*nanoleakage*). Il résulte de cette « multi séquence » des fibres de collagène sans contenu minéral et non protégées de monomères résineux. Elles seront dégradées, comme nous l'avons vu précédemment, par des enzymes protéolytiques, participant à l'altération de la couche hybride.

Les systèmes M&R II, conçus pour gagner du temps, combinent l'application du primaire et de l'adhésif. Ce mélange nécessite une proportion en composés hydrophiles plus importante, pour en assurer la stabilité. Cette particularité explique la plus grande susceptibilité de ces systèmes à absorber l'eau au sein de l'interface, ce qui concourt également à sa dégradation, par hydrolyse. Par ailleurs, la polymérisation peut être limitée et incomplète. Ils ne sont donc pas aussi performants que leur homologue en trois étapes (29).

❖ Les SAM

Les SAM II, permettent une déminéralisation et une infiltration résineuse simultanées du réseau collagénique. Plus rapide et facile à mettre en œuvre, ils sont de ce fait moins sensibles à la qualité de manipulation. Différentes concentrations en monomères acides peuvent être retrouvées, modifiant leur aptitude à déminéraliser la dentine : SAM fort ($\text{pH} \leq 1$) ; SAM intermédiaire (pH à peu près égal à 1,5) ; SAM doux ($\text{pH} \geq 2$) ; et SAM ultra-doux (pH autour de 2,7).

Les SAM forts obtiennent un profil de mordantage profond et ressemblant à ceux obtenus dans le cas d'un M&R III. En revanche, les SAM plus doux obtiennent un profil de déminéralisation nettement moins marqué, la dentine conservant une trame minérale. La persistance de cristaux permet, d'une part, de protéger les fibres de collagène et d'autre part, de constituer un support potentiel pour des interactions chimiques, entre l'adhésif et l'hydroxyapatite. C'est le cas par exemple de SAM ultra-doux qui contiennent du 10-MDP, connu pour ses interactions avec le calcium de l'hydroxyapatite. L'adhésif Clearfil SE Bond de chez Kuraray a, par exemple, montré des résultats satisfaisants aussi bien concernant la longévité que la qualité de l'adhésion.

Leur acidité étant globalement moins importante que celle des systèmes M&R, ils provoquent de ce fait moins de sensibilités postopératoires.

On doit souligner que la smear layer étant plutôt incorporée qu'éliminée dans le cas des systèmes automordancants, la qualité de l'adhésion est influencée par le type de substrat produit après la préparation. Plus le caractère acide d'un SAM est faible et plus la boue dentinaire pourra interférer avec l'adhésion à la dentine sous-jacente.

Le phénomène de nanoleakage étant plutôt attribué aux systèmes M&R, il a également été mis en évidence dans le cas des SAM, malgré une déminéralisation et une infiltration simultanées.

On peut donc retrouver des zones de dentine déminéralisée mais non infiltrée sous la couche hybride. Ce phénomène concerne aussi bien les SAM II que les SAM I.

Le développement des **SAM I** symbolise la volonté des industriels de proposer des systèmes adhésifs toujours moins chronophages et plus simples à manipuler. Malheureusement, aucun de ces adhésifs n'a obtenu de résultats aussi satisfaisants que les adhésifs « multi-séquentiels », aussi bien en termes d'adhérence que de longévité. A l'instar d'un système M&R II, la combinaison du primaire et de l'adhésif implique un contenu hydrique plus important, avec notamment de fortes concentrations en monomères HEMA. Ce caractère hydrophile entraîne la formation d'une couche hybride alors assimilée à une membrane semi-perméable. Cette dernière autorise des mouvements d'eau depuis le substrat, au travers de l'interface dentine-résine.

Rappel : les monomères HEMA permettent la miscibilité de composés hydrophiles et hydrophobes dans un même mélange. L'augmentation de sa concentration est associée à une augmentation des phénomènes d'absorption d'eau.

Préférer les **M&R III** et les **SAM II**. Les systèmes OptiBond et SE Bond sont régulièrement utilisés comme références, leur recul clinique ainsi que leur efficacité faisant actuellement consensus.

2.1.1.2.2 Optimisation du collage à la dentine saine

❖ Hybridation dentinaire immédiate

Proposée depuis le début des années 1990, l'hybridation dentinaire immédiate, ou *immediate dentin sealing (IDS)*, consiste à appliquer le système adhésif le jour de la préparation, et non pas le jour de la procédure d'assemblage.

Ayant montré de nombreux avantages lorsque de larges plages de dentine sont exposées, cette intégration dans le protocole de collage est fortement recommandée (58):

- La dentine fraîchement préparée constitue un substrat de collage idéal.
- L'IDS active la pré-polymérisation du système adhésif, ce qui augmente les valeurs d'adhérence observées.
- La mise en place de la restauration lors d'une séance ultérieure permet le développement d'un lien résine-dentine sans contrainte, lors des étapes provisoires.
- Utilisées dans le cas de couronnes, l'IDS permet d'augmenter la rétention et réduire les phénomènes de percolation (macroleakage).
- Les sensibilités postopératoires sont nettement diminuées, les tubuli dentinaires étant obturés.
- L'infiltration bactérienne est également limitée lors des stades provisoires.
- Enfin cela permet au praticien de se concentrer sur le « wet bonding », la gestion de l'émail étant réalisée le jour du collage.

Ces données ont été validées à de multiples reprises. L'influence de l'IDS sur l'adhésion des restaurations indirectes a, par exemple, été analysée lors d'une étude menée par *Hironaka et al.* Les mêmes conclusions ont été tirées : les valeurs d'adhérence ont été augmentées par l'IDS, la zone de diffusion est également plus épaisse, symbole d'une pénétration résineuse plus efficace (59). Par ailleurs, cette procédure semble également améliorer la gestion de la pression pulpaire lors du collage, comme semble le suggérer une étude menée par *Santana et al.* (à l'aide d'un modèle in vitro). Le cheminement des fluides dentinaires le long des tubuli, et la pression qu'ils exercent depuis la pulpe, altèrent la qualité de l'interface. L'IDS permettrait de contrecarrer ses effets négatifs pour les systèmes « multiséquences », d'améliorer la qualité de l'interface et d'augmenter l'adhésion des colles autoadhésives (60).

Enfin, une revue systématique dirigée par *Qanungo et al*, a mis en évidence les bénéfices liés à cette technique mais également les précautions qu'il est nécessaire de prendre en la mettant en œuvre. En premier lieu, **l'épaisseur d'adhésif** mis en place ne doit pas être trop importante afin de ne pas gêner la mise en place de la restauration définitive. Les adhésifs à nanoparticules ont montré un étalement plus uniforme, ils sont donc à privilégier (61).

Un autre problème se présentant est la présence d'une **couche d'inhibition à l'oxygène** (*OIL= oxygen inhibition layer*). La couche la plus superficielle d'adhésif est au contact de l'oxygène, or ce dernier inhibe la réaction de polymérisation. Les monomères non polymérisés sont donc susceptibles de réagir avec les matériaux d'empreinte et gêner leur prise. Il est donc recommandé d'utiliser un gel de glycérine à appliquer sur le système adhésif afin d'empêcher le contact avec l'oxygène. La photopolymérisation additionnelle (10 secondes) s'effectuant au travers du gel, elle peut alors être plus complète et permettre la prise d'empreinte par la suite (58,61). Cette technique fonctionne pour les polyvinyles siloxane, en revanche, elle n'est pas efficace pour les polyéthers. Leur utilisation est donc contre-indiquée. Une alternative au gel de glycérine est l'utilisation d'une fine couche de composite flow (liner) afin d'éviter toute interférence avec les matériaux à empreinte. Ceci n'est cependant uniquement possible lorsque l'espace est suffisant (61).

L'utilisation de biomatériaux transitoires est également à prendre en compte, ces derniers pouvant altérer la couche hybride : il s'agit des ciments provisoires, mais également des matériaux utilisés pour la réalisation de restaurations provisoires. Il est ainsi recommandé d'utiliser des séparateurs lors de la réalisation de ces dernières (PRO-V COAT de Bisco ou vaseline par exemple) et d'éviter tout ciment temporaire à base de résine (61).

Les **M&R III** et **SAM II** sont fortement recommandés lors de cette procédure (58).

Attention aux biomatériaux transitoires utilisés et aux matériaux d'empreintes.

❖ Gestion de la trame collagénique dans les systèmes M&R

Comme évoqué lors du chapitre précédent, la gestion du réseau collagénique après mordantage est primordiale et en particulier son degré d'hydratation. Trop peu hydraté le réseau s'effondre, en revanche trop hydraté, l'eau est difficilement chassée et gêne la pénétration des monomères résineux ainsi que leur polymérisation.

Le Wet-bonding

Les systèmes adhésifs contenant des monomères dissouts dans de l'acétone (solvant) ont démontré de meilleures valeurs d'adhérence lorsque la dentine persistait relativement humide. C'est ce qu'on appelle le « wet-bonding », cette technique faisant référence à un protocole de collage dans lequel la dentine est maintenue légèrement humide (29).

Les primaires à base d'eau (solvant) sont, en revanche, capables de réhydrater les fibres de collagène lorsque la dentine a été séchée de façon trop importante. Ils sont donc moins sensibles aux variations d'hydratation que celle-ci peut présenter. Néanmoins, l'évaporation de l'eau peut s'avérer insuffisante et altérer la polymérisation des monomères. Afin d'accélérer cette dernière, ces adhésifs peuvent donc contenir comme co-solvants de l'acétone et de l'éthanol (29).

Actuellement, les primaires à base d'**eau** ou d'**éthanol** ont démontré de meilleurs résultats quant à leurs homologues à base d'acétone (29).

La notion de « degré d'hydratation idéal » est complexe à appréhender et reste très subjective d'un praticien à l'autre. Actuellement, la technique du tamponnement est relativement courante et consiste à placer, après un séchage modéré, une boulette de coton légèrement imprégnée d'eau, au contact de la dentine. L'eau en excès sera absorbée, les zones desséchées réhydratées (62). De la chlorhexidine peut également être utilisée, comme le verrons ultérieurement.

Autres perspectives

Appelée « *Ethanol wet-bonding* », cette technique consiste à retirer progressivement l'eau résiduelle, retrouvée lors de l'utilisation de système M&R hydrophobes, à l'aide d'alcool. Ce prétraitement permettrait de prévenir la séparation de phase des monomères hydrophobes et de garantir leur infiltration dans la trame collagénique. Il résulterait de cette étape une répartition homogène de résine et une microperméabilité de la couche hybride moins importante (30). Malgré tout, cette technique nécessitant l'augmentation graduelle des concentrations en éthanol, reste chronophage et délicate à mettre en œuvre. De ce fait, ce protocole semble peu adapté à la réalité clinique (35,63).

Plus récemment, un autre solvant a été étudié : il s'agit du **tert-butanol**. Son évaporation ressemble à celle de l'éthanol, mais sa stabilité est meilleure. Néanmoins, de plus amples études sont nécessaires afin de confirmer les avantages de cette catégorie de solvants (29).

Outre le tert-butanol, le diméthyle sulfoxyde (**DMSO**) a fait l'objet d'études dont les résultats sont très prometteurs. Son utilisation en tant que solvant après mordantage permettrait de diminuer la perte d'adhérence lors du vieillissement de la couche hybride, de limiter le nanoleakage (64) mais également de promouvoir l'infiltration des monomères résineux (65).

Un autre article paru en 2018, a également montré les résultats encourageants obtenus avec ce composé, utilisé avant l'application de système M&R II et M&R III. L'étude a, en effet, conclu que son emploi serait susceptible d'augmenter les valeurs d'adhérence des deux systèmes adhésifs, et aussi bien sur dentine sèche qu'humide pour les M&R III. Ce dernier point semble relativement intéressant en rendant à nouveau actuel le dry-bonding, ne laissant plus craindre un séchage trop prononcé. A souligner que le nanoleakage et la microperméabilité ont aussi été réduits (66).

Le **tert-butanol** et le **DMSO** ont montré des résultats *in vitro* intéressants, mais des études *in vivo* restent nécessaires pour confirmer ces résultats.

L'éthanol wet-bonding, bien que concluant *in vitro*, semble peu adapté à une pratique clinique quotidienne.

❖ Comment préserver la couche hybride ?

Nous avons vu lors du chapitre précédent les mécanismes de dégradation responsables, au cours du temps, du vieillissement de l'interface dento-prothétique. Si les phénomènes d'hydrolyse peuvent être limités par le choix de systèmes adhésifs adéquats, certaines pistes ont également été proposées afin de limiter l'activité des MMPs, responsables d'une dégradation intrinsèque. Il s'agit de l'utilisation soit d'inhibiteurs enzymatiques, soit de *cross-linkers*, ou bien de l'ajout d'une étape de *coating* au protocole de collage.

Utilisation d'inhibiteurs enzymatiques

C'est le cas de l'utilisation de chlorhexidine (**CHX**). Cet agent antiseptique est connu pour inhiber l'activité de certaines métalloprotéases et de cathépsines. Plusieurs études ont ainsi montré que son emploi permettait de préserver la structure de la couche hybride et de diminuer la perte d'adhérence liée au vieillissement de l'interface (30).

Plusieurs approches ont été étudiées afin d'intégrer son utilisation : la CHX peut être appliquée après le mordantage (M&R), incorporée dans le gel de mordantage ou encore dans la composition des systèmes adhésifs. Son application avant l'utilisation du système adhésif est recommandée pour les M&R II, les bénéfices sont, en revanche, moins marqués pour les systèmes M&R III (35).

L'efficacité des gels de mordantage contenant de la CHX semble réduite. Leur temps d'application étant limité et la concentration en agent antiseptique étant faible, cette option ne semble pas assez favorable. A contrario, les résultats semblent plus prometteurs pour ce qui est des systèmes adhésifs. Des études *in vitro* conduites sur des primaires contenant de la CHX semblent encourager ce conditionnement. Une autre alternative proposée est l'emploi de monomères nommés « CHX-méthacrylates ». Ces derniers seraient capables de se lier à la dentine et de copolymériser avec les monomères de l'adhésif (35).

Néanmoins, l'utilisation de CHX soulève encore quelques problèmes. Ces molécules sont, en effet, solubles dans l'eau et peuvent de ce fait « s'exfiltrer » depuis l'interface. La diminution de concentration en CHX résultante rend alors cette méthode moins inefficace (35).

Même si son usage semble bénéfique pour les deux catégories d'adhésifs, d'autres études sont néanmoins nécessaires afin, d'une part, améliorer son conditionnement ; et d'autre part, obtenir un recul clinique suffisant. Il est également nécessaire de standardiser cette procédure pour l'intégrer dans un protocole de collage.

D'autres agents antiprotéolytiques sont actuellement étudiés mais, en attendant, l'usage de CHX semble le plus facile à mettre en œuvre.

Utilisation de « *cross-linkers* »

La rigidité du réseau collagénique est attribuée à la formation de liaisons transversales ou de « *cross-links* » entre ses différentes fibres. Cette organisation permet d'assurer une structure stable et solide. Elles peuvent être le fruit de réaction enzymatiques ou d'autres types de réactions chimiques. Une autre approche permettant de limiter la dégradation des fibres de collagène non protégées serait donc l'utilisation de « *cross-linkers* » exogènes, permettant de mimer l'établissement de ce type de liaisons, habituellement créées dans des conditions physiologiques. Ils sont mis en œuvre soit par le biais d'agents chimiques, soit par l'application de méthodes physiques (application de lumière ultra-violette par exemple) (35).

Parmi les composés capables d'induire des cross links on peut citer la riboflavine, le Glutaraldéhyde (GA), l'EDC (1-éthyl-3-(3-diméthylaminopropyl) carbodiimide), ou encore les proantocyanidines (PAs). L'EDC semble être le composé le plus stable et le moins toxique. Leur utilisation permettrait de renforcer les propriétés mécaniques de la dentine et de limiter sa dégradation au niveau de l'interface.

Leur utilisation pourrait s'avérer prometteuse. Malgré tout, les recherches sont encore insuffisantes pour transposer les résultats obtenus à une pratique clinique cohérente (30,35).

« Coating » avec une résine hydrophobe

Une option pour limiter les phénomènes d'absorption d'eau, au niveau de la couche hybride, est l'application d'une couche de résine hydrophobe. Le principe reste très similaire à celui de l'IDS, mais elle inclut en plus l'application d'une fine couche de composite flow. Appelée « *resin coating* », cette approche serait particulièrement intéressante lorsque des systèmes adhésifs simplifiés (M&R II et SAM I), plus hydrophiles, sont employés.

Une étude *in vitro* a, par exemple, montré l'efficacité de cette procédure dans le cas où le système adhésif universel étudié était utilisé dans une approche automordante. En revanche, aucune amélioration en termes d'adhérence n'a été observée dans le cas où l'approche « *etch and rinse* » était adoptée (67). Une autre étude a abouti aux mêmes conclusions concernant les SAM I et SAM II, avec des valeurs d'adhérences supérieures pour ce dernier (68).

A l'instar de l'IDS, elle permet de diminuer le nanoleakage, d'augmenter les valeurs d'adhérence des systèmes simplifiés et leur degré de conversion, mais également de prévenir les sensibilités liées aux étapes prothétiques (35,69). Elle influence également la qualité d'adhérence de certaines colles adhésives. Une étude *in vitro* menée par *Giannini et al* a, en effet, montré l'impact favorable du « *resin coating* » sur l'utilisation des colles Panavia F 2.0, RelyX Unicem, et RelyX Unicem 2 (70).

2.1.1.2.3 Dentine affectée par une lésion carieuse

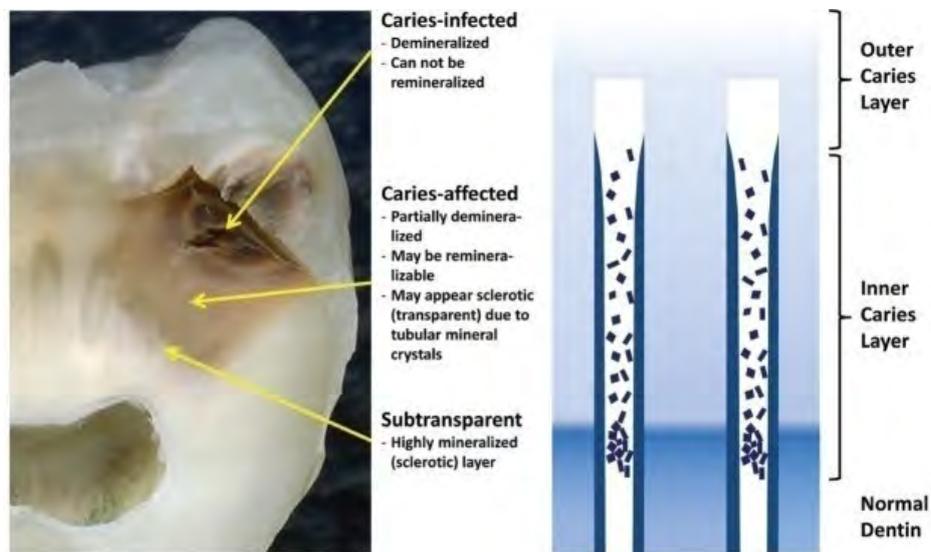


Figure 33 : Les différents types de dentine pouvant être retrouvés lors d'un processus carieux, d'après Mazzoni et al. (Journal of Dental Research, 2015).

Les chirurgiens dentistes sont tout autant confrontés à des tissus cariés qu'à des substrats exempts de toute pathologie. La prise en charge qui fait actuellement consensus est basée sur l'économie tissulaire et le potentiel de reminéralisation de la dentine affectée. Malgré tout, il est important de noter que la dentine affectée reste un substrat altéré et que celle-ci présente diverses modifications ultrastructurales : la dentine intertubulaire est plus perméable qu'une dentine saine, le contenu minéral est diminué tandis que le ratio hydrique est plus important (35). La trame collagénique présente également de nombreux changements, tout comme la boue dentinaire, reflet d'un substrat anormal.

Au vu de ces données, le collage sur une dentine cariée reste moins performant que celui pouvant être obtenu sur une dentine saine, la couche hybride n'étant pas optimale (35). Il a, par exemple, été suggéré que la pénétration des monomères résineux restait incomplète et ne parvenait pas à combler les vides laissés par les espaces déminéralisés. Ce type d'interface est *in fine* plus susceptible de se dégrader par absorption d'eau et donc par hydrolyse (29).

❖ Principes de préparation

Les principes de préparation actuels consistent à retirer toute la dentine infectée, à laisser la dentine affectée en regard de la chambre pulpaire et à placer les marges de la préparation au sein de plages de dentine et d'émail sain, lorsque celui-ci est encore présent (35). Il a, en effet, été démontré que la progression carieuse pouvait être arrêtée lorsque l'étanchéité était assurée par la restauration, évitant ainsi toute perfusion bactérienne. Afin de stimuler la potentielle reminéralisation de la dentine affectée, il a été suggéré d'utiliser des verres ionomères en fond de cavité. Les systèmes adhésifs sont ensuite appliqués en regard des « murs » dentinaires et amélaire (35).

NB : L'utilisation de révélateur de caries peut être un outil intéressant afin de faciliter l'identification, en pratique clinique, de tissu carié et ainsi d'assurer sa totale élimination au niveau des parois de la préparation.

❖ Quel système adhésif choisir ?

Le choix du système adhésif va influencer la qualité du collage et les valeurs d'adhérence (29). Il faut cependant souligner que les inconvénients pouvant être retrouvés dans chaque système s'appliquent aussi bien à une dentine saine qu'à une dentine affectée (71).

Les résultats semblent contradictoires quant au choix du système adhésif. Certains avancent, qu'actuellement, les systèmes adhésifs qui semblent se comporter de manière optimale restent les systèmes M&R (29,72,73). Ces derniers obtiendraient des valeurs d'adhérence immédiate supérieures à celles des SAM. Néanmoins, leur supériorité clinique reste à prouver, les études ayant seulement été conduites *in vitro* (72).

D'autres semblent, en revanche, plutôt conseiller l'utilisation de systèmes automordançants en deux étapes (71). Les M&R seraient, en effet, trop agressifs pour une dentine déjà déminéralisée, à l'instar des SAM forts. En revanche, les SAM II doux contenant du 10-MDP seraient plus appropriés. Quant aux SAM I, leur tendance à l'absorption d'eau les contre-indiquent, d'autant plus dans un contexte de dentine affectée (71).

L'activité des MMPs et des cathépsines étant activée par un contexte de déminéralisation, elles jouent également un rôle dans la dégradation de la dentine affectée.

Les éléments permettant d'inhiber leur activation (comme la CHX, les cross-linkers), comme vus précédemment, sont des éléments de recherche primordiaux dans ce contexte clinique (74). Comme dans le cas d'une dentine saine, l'application de CHX serait encouragée pour les M&R (75).

En outre, depuis quelques années, certains systèmes adhésifs ont été développés et semblent particulièrement adaptés au collage sur une dentine affectée. C'est le cas de composés relarguant du fluor ou encore possédant des agents antibactériens dans leur composition (MDPB, QAMs), permettant respectivement d'induire une reminéralisation et de stopper le processus carieux. D'autres études sont néanmoins nécessaires afin de statuer quant à leur efficacité *in vivo* et sur le long terme (29).

Exemple : Le Clearfil SE Protect, commercialisé par la société Kuraray dans les années 2000, est un SAM II contenant des monomères actifs (**MDPB**) mais aussi du fluor, pouvant être progressivement relargué.

Les études sont contradictoires concernant la supériorité des M&R quant aux SAM. Il faut néanmoins privilégier les **M&R III** et les **SAM II** et ainsi éviter les SAM I.

Le SAM II **Clearfil SE Protect** semble être une approche intéressante dans le cas du collage sur une dentine affectée.

2.1.1.2.4 Dentine sclérotique

La dentine sclérotique est très souvent retrouvée suite à la progression d'un phénomène carieux, chez des patients plus âgés ou dans le cas de lésions cervicales non carieuses (**LCNCs**). Caractérisée par l'oblitération de ses tubuli, la dentine sclérotique gêne la formation de tags de résine, participant à la rétention micromécanique. Dans le cas de lésions cervicales non carieuses, elle peut aussi se caractériser par une couche superficielle hyperminéralisée, résistante aux acides des agents mordants (76). L'hybridation dentinaire est donc plus compliquée à obtenir.

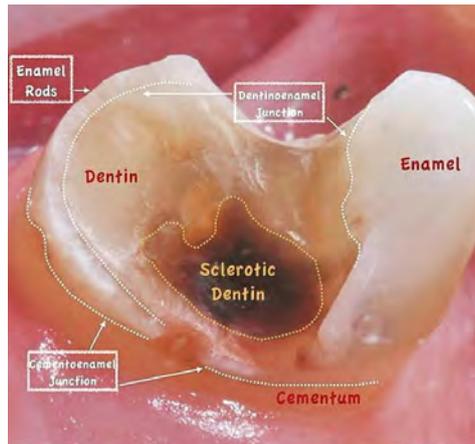


Figure 34 : Les différents types de tissus pouvant être retrouvés et notamment de la dentine sclérotique (d'après le docteur Edmond Bedrossian).

❖ Quel système adhésif choisir ?

Quel que soit le système adhésif utilisé, la dentine sclérotique constitue un substrat moins favorable, pour les raisons exposées précédemment. Les valeurs d'adhérence retrouvées sont donc plus faibles (77). Par ailleurs, les M&R semblent particulièrement touchés par cette diminution lorsque le collage s'effectue sur dentine sclérotique et non plus sur dentine saine (78). L'adhésion micromécanique étant compromise (79), il semble plutôt judicieux de pencher pour des systèmes adhésifs promulguant une adhésion chimique.

Privilégier les systèmes adhésifs contenant du **10-MDP** et miser sur une **adhésion chimique**.

❖ Quel protocole choisir ?

Différentes variations des protocoles habituels ont été suggérées afin d'améliorer le collage sur ce type de substrat : augmentation du temps de mordantage (M&R), prétraitement à l'acide phosphorique (SAM) ou encore fraisage préalable afin d'augmenter la rugosité de surface (76).

L'augmentation du temps de mordantage et son efficacité restent controversées. Une étude réalisée sur des modèles bovins par *Mena-Serrano et al*, montre par exemple que : la duplication du temps de mordantage n'augmente ni les valeurs d'adhérence pour les SAM II et M&R II, ni l'ouverture des tubulis obturés. Elle semble même délétère. Seul le SAM I étudié semble bénéficier de cette procédure (76).

Kwong et al, a également montré qu'effectuer un mordançage préalable à l'utilisation d'un SAM II n'a pas montré de différence significative, sauf au niveau du collet. Utilisé seul, le SAM II ne parvient pas à pénétrer la dentine au-delà de la couche hyperminéralisée. Enfin, avec ou sans mordançage préalable, les tubuli restent partiellement obturés (77).

En revanche, une étude *in vitro* menée cette fois ci sur des prémolaires atteintes de lésions cervicales non carieuses a montré : une augmentation de l'adhérence pour le M&R II étudié lorsque le temps de mordançage était augmenté. Pour le SAM I, dupliquer l'application de l'adhésif et l'utilisation préalable d'acide phosphorique semblent également bénéfiques (80).

Au vu des études, l'efficacité de l'augmentation du temps de mordançage (M&R)/mordançage préalable (SAM) reste **controversée** et ne permet pas d'apporter une réelle solution au problème du collage sur dentine sclérotique.

Enfin, concernant le fraisage préalable, une étude menée par Luque-Martinez et *al* sur des LCNCs, semble contre-indiquer ce dernier dans le cas de l'utilisation de SAM. Selon la granulométrie des fraises utilisées, il peut même s'avérer délétère. Il n'est de ce fait pas indispensable lorsque des SAM II au 10- MDP sont utilisés (78).

2.1.1.2.5 Autres pathologies : dentinogénèse imparfaite, fluorose, MIH

❖ Dentinogénèse imparfaite

La dentinogénèse imparfaite (**DI**) est une maladie génétique caractérisée par un développement anormal de la dentine. Trois types de DI sont généralement distingués. La dentinogénèse imparfaite de type II est la plus courante et sera celle traitée dans cet exposé (81,82).



Figure 35 : Patient atteint de dentinogénèse imparfaite, d'après R. Heinrich-Weltzien. On peut noter les diverses colorations dentaires présentes

Les conséquences de cette anomalie développementale sont aussi bien esthétiques que fonctionnelles. Diverses colorations peuvent ainsi être observées au niveau des couronnes allant du gris au bleu (82). En outre, la présence d'une jonction amélo-dentinaire altérée laisse apparaître, au fil du temps, la dentine (81). Cette dernière, moins minéralisée en demeure plus fragile et les phénomènes d'attrition peuvent rapidement compromettre le rôle masticatoire des dents atteintes (82). Enfin, des études réalisées au microscope ont mis en évidence des tubuli dentinaires peu nombreux, parfois oblitérés, noyés dans de nombreuses régions atubulaires (81,82). Ces anomalies structurales rendent donc le collage difficile, une couche hybride satisfaisante étant plus difficilement obtenue quant à un substrat sain (83).

Quel système choisir ?

Très peu d'études ont été réalisées concernant le choix du système adhésif /composite de collage le plus adapté dans ce contexte clinique. D'autres recherches doivent donc être nécessairement menées. Néanmoins, plusieurs études de cas montrent l'obtention de résultats raisonnables dans le cadre de réhabilitation par couronnes ou facettes en céramique.

❖ Fluorose

A l'instar de l'émail, la fluorose est à l'origine de diverses modifications structurales au sein de la dentine. On peut noter, selon le degré de sévérité, la présence de plages hypominéralisées (84,85) ou au contraire hyperminéralisées (réactionnelles) dans le cas de fluorose sévère (86) ; de tubuli ouverts ou à l'inverse oblitérés. La dentine intertubulaire est également proportionnellement plus importante (84,85).

Au niveau de la dentine, une publication de 2009 suggère que les SAM II contenant du 10-MDP seraient les plus aptes à former une interface cohésive. Parmi les systèmes adhésifs testés (adhésif universel utilisé en mode M&R et un SAM I), le Clearfil SE Bond semble, en effet, peu affecté par la fluorose lorsque celle-ci est légère ou modérée (87). D'autres études sont, en revanche, nécessaires pour statuer quant au collage sur une dentine atteinte de fluorose sévère.

L'approche automordante douce dans le cas de fluorose faible à modérée est conseillée, les **SAM II contenant du 10-MDP** ayant montré de meilleurs résultats en termes de valeurs d'adhérence.

❖ MIH

Des études réalisées au microscope n'ont pas mis en évidence de changement particulier au sein de la structure dentinaire de dents atteintes de MIH. Quelques variations ont pu être notées, en revanche, en termes de composition, avec un contenu organique plus marqué en regard de la dentine jouxtant un émail hypominéralisé (88).

Enfin, l'étude menée par Kramer et al. conclut que le collage à la dentine peut s'effectuer en appliquant la même rigueur que celle apportée lors d'un collage à une dentine saine (57).

Le collage à la dentine peut s'effectuer de manière **conventionnelle**. Seul l'émail constitue le maillon faible du collage dans ce contexte clinique.

2.1.1.2.6 Cas particulier de la dentine intracanalair

Lorsque le délabrement est relativement important, un ancrage intraradiculaire peut être recherché. Les tenons fibrés sont ainsi couramment utilisés et permettent d'augmenter la résistance à la fracture de la dent restaurée. La principale complication de ce type de restauration reste le décollement (89).



Figure 36 : Tenons en fibres de verre de différents diamètres



Figure 37 : Mise en place du tenon fibré dans son logement intracanalair d'après la Société Odontologique de Paris.

NB : Dans certains cas cliniques, des tenons céramisés peuvent également être employés. Néanmoins, ces derniers relèvent de techniques indirectes et sont donc plus chronophages. Il a donc été choisi de prendre l'exemple de tenons fibrés.

Le collage à la dentine intracanaire doit donc être maîtrisé et plusieurs paramètres le rendent délicat :

- Les matériaux utilisés lors des interséances et leur retrait incomplet affectent l'interaction entre les SA et la dentine, ainsi que la polymérisation : ciments provisoires, eugénol etc. (89–91).
- L'humidité canalaire n'est pas négligeable (89).
- Du fait de sa configuration, le flux lumineux émis par les lampes à photopolymériser peut diffuser de façon insuffisante au sein de la dentine intracanaire (89,91).
- La concentration et le diamètre tubulaire diminue de cervical en apical (89).

❖ Quel système adhésif choisir ?

Plusieurs études semblent privilégier l'utilisation de systèmes automordants, ces derniers étant moins sensibles à l'humidité intrinsèque de la dentine intracanaire. Ils évitent également l'utilisation d'un etching préalable, pouvant inhiber la polymérisation en cas d'élimination incomplète (89). Les adhésifs universels montrent également de meilleurs résultats lorsque ces derniers sont employés en « mode automordant » (92).

❖ Quel protocole choisir ?

Avant tout, il est conseillé d'utiliser des ciments de scellement temporaire à base de résine et non pas à base d'eugénol, connu pour inhiber la polymérisation (89).

La gestion de la smear layer peut se faire de façon efficace grâce à l'utilisation de NaOCl et d'EDTA, un agent chélatant (89,93) . Leur emploi permet l'élimination de la boue dentinaire contenant, entre autres, des débris de ciments de scellement provisoire mais également de Gutta Percha. Cette étape est particulièrement importante dans le cas d'un système automordant (91).

A l'instar de la dentine coronaire, l'utilisation d'éthanol permettrait d'augmenter la pénétration résineuse. Néanmoins, ces études *in vitro* restent difficiles à extrapoler. En revanche, l'utilisation de CHX reste facile à intégrer dans un protocole de collage et permet d'augmenter la pérennité du collage (89,94).

Concernant la polymérisation, afin d'autoriser le passage de lumière de façon optimale, les tenons fibrés translucides sont plutôt conseillés (89). Les colles duales et leur emploi restent également indispensables (89,95).

Privilégier les **SAM II** et les **colles duales**, ainsi que les **tenons translucides**.

Inclure l'application de **NaOCl/EDTA**, (surtout lors de l'utilisation de SAM) et de **CHX** dans le protocole.

2.2 Qualité de la mise en œuvre : paramètres opérateur-dépendants

Au delà d'une bonne analyse du contexte clinique, la qualité de la mise en œuvre de la procédure d'assemblage est tout aussi primordiale.

2.2.1 Prérequis

2.2.1.1 Rappels sur l'importance de la digue

L'importance de la digue dans le domaine du collage n'est plus à prouver et son emploi reste un prérequis indispensable à la réalisation d'une restauration collée pérenne. Elle permet d'isoler les substrats de collage de tous les fluides buccaux contaminants et septiques, pouvant compromettre la qualité du joint dento-prothétique (96,97). Elle évite également au patient d'être en contact avec des produits allergisants ou encore toxiques (98).

Même si certains systèmes adhésifs sont moins sensibles que d'autres à la présence de salive lors la procédure d'assemblage (96), la contamination bactérienne associée ne doit en aucun cas être négligée. Le collage en présence de sang obtient, quant à lui, de faibles résultats en matière d'adhérence (99). En outre, au-delà de la nécessité d'isolation, le confort opératoire apporté par la digue permet au praticien de réaliser la procédure d'assemblage de façon sereine et ergonomique.



Figure 38 : Mise en place d'une facette pelliculaire sous digue, (source : « le fil dentaire »)

2.2.1.2 Respect des recommandations des fabricants

Le choix d'un système adhésif adapté à la situation clinique doit être accompagné d'une bonne connaissance des produits employés. Leur mise en œuvre ne doit en aucun cas être « hasardeuse », les biomatériaux ayant été conçus pour être optimaux seulement dans certaines conditions d'utilisation. Les recommandations figurant sur la notice doivent donc être lues attentivement.

Exemple : recommandations concernant la durée de photopolymérisation, la puissance nécessaire de la lampe à photopolymériser, le mode d'application des agents mordançants et de l'adhésif (brossage) etc.

| | | |
|--|---|---|
| <p>Conditionnement FLACON Pour la distribution d'OptiBond FL à l'aide du conditionnement flacon :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Distribuer une goutte d'OptiBond FL Prime dans une cupule de mélange jetable. - Distribuer une goutte d'OptiBond FL Adhesive dans une cupule de mélange jetable. - À l'aide de la brosse d'application, appliquer d'abord le promoteur, ensuite l'adhésif. <p>Directives concernant le collage sur l'émail et/ou la dentine à l'aide du conditionnement flacon :</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Isoler et sécher la préparation. | <ol style="list-style-type: none"> 1. Appliquer le gel de mordantage Kerr* à 37,5 % d'acide phosphorique sur l'émail et la dentine pendant 15 secondes. Rincer à l'eau jusqu'à élimination complète du gel de mordantage (15 secondes environ). Laisser doucement sécher à l'air pendant quelques secondes en prenant garde à ne pas dessécher la dentine. 1. Distribuer OptiBond FL Prime (flacon no 1) dans la cupule de mélange jetable. Appliquer le matériau sur les surfaces d'émail et de dentine d'un léger mouvement de brossage pendant 15 secondes. Sécher doucement à l'air pendant 5 secondes environ. La surface de la dentine doit maintenant être légèrement brillante. Éviter toute contamination salivaire. | <p>** Temps de polymérisation recommandés pour les lampes Kerr :</p> <p>Demi/Demi Plus : 5 secondes, L.E.Demetron : 5 secondes, L.E.Demetron I : 10 secondes, ou Optilux 501 en mode Boost : 10 secondes, en mode Ramp : 20 secondes, ou en mode Regular : 20 secondes. Pour toute autre lampe, se conformer aux recommandations du fabricant.</p> |
|--|---|---|

Figure 39 : Exemple du mode d'emploi du système adhésif OptiBond FL de chez Kerr

NB : Les lire peut s'avérer également important afin de s'assurer de la compatibilité entre le SA employé et la colle choisie.

2.2.2 Qualité de traitement des surfaces dentaires

Des traitements annexes peuvent également permettre d'optimiser l'état de surface des substrats dentaires : c'est par exemple le cas du sablage (*air abrasion*). Utilisé pour les céramiques, il peut également s'employer pour « prétraiter » les surfaces amélaire et/ou dentinaire. La qualité de l'adhésion serait, en effet, favorisée par cette étape préalable (100,101).

2.2.2.1 Le microsablage

Son principe repose sur l'utilisation de particules abrasives, qui, mélangées à de l'air, permettent de créer des microrugosités à la surface de l'émail et de la dentine. Un des composés abrasifs le plus communément employé est l'oxyde d'alumine. Néanmoins, du bicarbonate de sodium peut également être utilisé.

L'alumine étant disponible en différentes granulométries, le choix de la taille des particules doit être adapté en fonction du tissu dentaire envisagé (émail ou dentine). Des particules de 50 *microns* de diamètre sont ainsi recommandées pour l'émail, tandis qu'elles doivent être plus fines pour la dentine (de l'ordre de 27 *microns*) (100).

Son emploi, avant le protocole de collage, présente divers avantages (100):

- Nettoyage efficace des surfaces dentaires (retrait des résidus de ciments temporaires, des débris organiques, plaque bactérienne ...)
- Création de microrugosités pour une meilleure rétention en regard de l'émail et augmentation de la surface de collage/énergie de surface en regard de la dentine.
- Facilitation de la pénétration de l'adhésif lors de l'emploi d'un SAM et de la formation de tags de résine.
- Réduction du risque d'infiltration au niveau de l'interface dento-prothétique.

Une étude *in vitro*, publiée en 2017 par Sutil et Susin, s'est intéressée aux effets de différents prétraitements dentinaires sur la qualité de l'adhésion obtenue avec un adhésif universel contenant du 10-MDP. Un sablage préalable, utilisant soit du bicarbonate de sodium soit de l'oxyde d'alumine, a été réalisé. L'adhésif a ensuite été employé soit en mode automordançant, soit avec un *etching* préalable.

Les résultats obtenus ont mis en évidence une augmentation des valeurs d'adhérence retrouvées (101) peu importe le mode utilisé dans le cas du bicarbonate de sodium et seulement dans le cadre d'un *etching* préalable lorsque l'oxyde d'alumine était utilisé.

Ces conclusions diffèrent néanmoins d'autres études menées précédemment (101) et des recherches supplémentaires doivent évaluer l'efficacité sur le **long terme** de ce type de traitement de surface ainsi que leur impact sur l'efficacité **d'autres systèmes adhésifs** (SAM ou M&R).

2.2.2.2 Exemples de système de microsablage

Différents systèmes de microsablage existent, certains peuvent se raccorder directement sur l'unité du fauteuil. D'autres microsableuses intra-orales possèdent, en revanche, leur propre unité. C'est par exemple le cas du système d'air abrasion AquaCare, de chez Velopex.

Ce dernier permet de réaliser une préparation des surfaces dentaires à l'oxyde d'alumine mais également au bicarbonate de sodium, grâce à différents réservoirs de poudre (*figure 30*). Sa particularité repose sur la projection concomitante de particules abrasives et de liquide. La pièce à main de cette microsableuse a, en effet, été conçue pour former lors du sablage un « rideau liquide » périphérique, limitant ainsi la diffusion des particules abrasives en dehors du champ opératoire.



Figure 40 et 41 : Microsableuse AquaCare et ses poudres associées

A contrario, d'autres systèmes, comme la microsableuse MicroEtcher IIA, permettent un sablage à sec et donc sans eau.



Figure 42 : Microsableuse MicroEtcher IIA dont l'accord se fait à la pièce à main de l'unité du fauteuil.

Conclusion

Fruit d'un engouement notable, les techniques adhésives, confortées par le courant de la dentisterie *a minima* et esthétique, représentent actuellement une discipline à part entière. D'énormes progrès ont été réalisés, tant sur le développement des biomatériaux que dans la compréhension des éléments impliqués dans la dégradation du joint dento-prothétique. Mais si la céramique reste un biomatériau toujours plus connu et maîtrisé, le collage à l'émail et à la dentine n'en demeure pas moins un réel challenge. Marqués par des variations physiologiques mais également pathologiques, les tissus dentaires ne constituent pas toujours des substrats de collage idéaux.

Néanmoins, comme le montrent divers travaux de recherche, certains éléments permettent d'optimiser le collage à l'émail et à la dentine. Le choix d'un système adhésif adapté au cas clinique et aux éventuelles pathologies existantes (SAM ou MR), une manipulation maîtrisée et rigoureuse des biomatériaux employés (digue, respect des recommandations des fabricants), ainsi que l'inclusion dans le protocole de collage d'étapes intermédiaires (utilisation de chlorhexidine, IDS, microsablage ...) sont tout autant de clés permettant une préparation optimale des tissus dentaires. En outre, les nouveaux systèmes adhésifs développés, contenant de la chlorhexidine ou des agents antibactériens (par exemple), représentent également des pistes très prometteuses.

Mais malgré ces avancées majeures, de nombreuses études restent encore nécessaires pour améliorer la longévité des restaurations esthétiques collées. La dégradation de l'interface dento-prothétique reste un véritable enjeu, et aucun système adhésif actuel ne permet totalement d'y répondre. Les progrès en la matière seront indiscutablement dépendants des biomatériaux mis à la disposition des chirurgiens-dentistes et de leur qualité. L'ensemble de la réflexion clinique ainsi que la qualité du collage resteront, quant à elles, imputables à la seule compétence du praticien et à ses connaissances.

Le Président
Le 15/11/2018


Le directeur de thèse
le 15 11 2018

Le Co-directeur


BIBLIOGRAPHIE

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* déc 1955;34(6):849- 53.
2. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* janv 2011;27(1):71- 82.
3. Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. 2005;16(4):327- 48.
4. Lasfargues J-J, Colon P. Odontologie conservatrice et restauratrice : Tome 1 : Une approche médicale globale. Email dentaire. CdP. 2009. 480 p. (JPIO).
5. Chen H, Liu Y. *Advanced ceramics in dentistry.* Elsevier. Amsterdam; 2014. 12- 21 p.
6. Goldberg M, Piette E, Nanci A. La dent normale et pathologique. De Boeck supérieur. Louvain-la-neuve; 2001. 39- 54 p. (Odontologie).
7. Goldberg M. Histologie de l'émail. *EMC Stomatol.* 2007;(22-007-A-10).
8. Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GMS, Widmer N. Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. janv 2007;28(1):18- 24; quiz 25, 42.
9. He LH, Swain MV. Enamel - a « metallic-like » deformable biocomposite. *J Dent.* mai 2007;35(5):431- 7.
10. Lynch CD, O'Sullivan VR, Dockery P, McGillicuddy CT, Rees JS, Sloan AJ. Hunter-Schreger Band patterns and their implications for clinical dentistry. *J Oral Rehabil.* mai 2011;38(5):359- 65.
11. Colon P, Lasfargues J-J. Odontologie conservatrice et restauratrice: Tome 1: Une approche médicale globale. Complexe pulpo-dentinaire. Rueil-Malmaison France: CDP; 2009. 480 p.
12. Goldberg M. Histologie du complexe dentinaire. *EMC Médecine Buccale.* 30 déc 2016;11(28-090-B-10):1- 25.
13. Goldberg M. Histologie du complexe dentino-pulpaire. *EMC Stomatol.* 2008;(22-007-B-10).
14. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP. 2016. 353 p. (JPIO; vol. 1).
15. Ivancik J, Arola DD. The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin. *Biomaterials.* janv 2013;34(4):864- 74.
16. SHARPE LH, SCHONHORN H. Surface Energetics, Adhesion, and Adhesive Joints. In: Contact Angle, Wettability, and Adhesion. AMERICAN CHEMICAL SOCIETY; 1964. p. 189- 201. (Advances in Chemistry; vol. 43).

17. Roulet J-F, Dégrange M. Collage et adhésion. La révolution silencieuse. Paris: Quintessence international; 2001.
18. McBain JW, Hopkins DG. On Adhesives and Adhesive Action. *J Phys Chem.* 1 janv 1924;29(2):188- 204.
19. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* juin 2004;83(6):454- 8.
20. McCabe JF. *Applied Dental Materials.* 9th Edition. Oxford, UK ; Ames, Iowa: Wiley-Blackwell; 2008. 312 p.
21. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 1998;14(5):329- 38.
22. Balkenhol M, Huang J, Wöstmann B, Hannig M. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of Class V restorations. *J Dent.* nov 2007;35(11):836- 44.
23. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* sept 2007;28(26):3757- 85.
24. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* oct 1993;72(10):1434- 42.
25. Gendrel AO, Allard Y, Lehmann N, Sangare A. Collage en odontologie. 23 déc 2016;
26. Olivier E, Toledano C, Paladino F, Serfaty R. Restaurations tout céramique sur dents vitales : prévenir et traiter les sensibilités postopératoires. 1^{re} éd. CDP; 2011. 115 p. (Guide clinique).
27. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* mars 2003;89(3):268- 74.
28. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent.* août 2009;37(8):610- 5.
29. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* juin 2011;56 Suppl 1:31- 44.
30. Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability--A literature review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2016;32(2):e41-53.

31. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. janv 2015;36(1):15- 26; quiz 28, 40.
32. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* oct 2014;30(10):1126- 35.
33. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res.* janv 2006;85(1):11- 4.
34. Pioch T. The phenomenon of « nanoleakage » in composite-dentin transition by the use of adhesives. *Schweiz Monatsschrift Zahnmed Rev Mens Suisse Odonto-Stomatol Riv Mens Svizzera Odontol E Stomatol.* 2001;111(6):725- 38.
35. Matos AB, Trevelin LT, Silva BTF da, Francisconi-Dos-Rios LF, Siriani LK, Cardoso MV. Bonding efficiency and durability: current possibilities. *Braz Oral Res.* 28 août 2017;31(suppl 1):e57.
36. Tedesco TK, Soares FZM, Grande RHM, Filho LER, Rocha R de O. Effect of cariogenic challenge on bond strength of adhesive systems to sound and demineralized primary and permanent enamel. *J Adhes Dent.* oct 2014;16(5):421- 8.
37. Denis M, Atlan A, Vennat E, Tirlet G, Attal J-P. Taches blanches de l'émail : diagnostic et anatomopathologie : deux données indispensables pour bien les traiter (partie 1). 29 avr 2013;
38. Atia G-S, May J. Dental fluorosis in the paediatric patient. *Dent Update.* déc 2013;40(10):836- 9.
39. Akpata ES. Occurrence and management of dental fluorosis. *Int Dent J.* oct 2001;51(5):325- 33.
40. Torres-Gallegos I, A Martinez-Castañon G, Loyola-Rodriguez J-P, Patiño-Marin N, Encinas A, Ruiz F, et al. Effectiveness of bonding resin-based composite to healthy and fluorotic enamel using total-etch and two self-etch adhesive systems. *Dent Mater J.* 2012;31(6):1021- 7.
41. Bassir MM, Rezvani MB, Ghomsheh ET, Hosseini ZM. Effect of Different Surface Treatments on Microtensile Bond Strength of Composite Resin to Normal and Fluorotic Enamel After Microabrasion. *J Dent Tehran Iran.* nov 2016;13(6):431- 7.
42. Rigo L, Lodi L, Garbin RR, Rigo L, Lodi L, Garbin RR. Differential diagnosis of dental fluorosis made by undergraduate dental students. *Einstein São Paulo.* déc 2015;13(4):547- 54.
43. Opinya GN, Pameijer CH. Tensile bond strength of fluorosed Kenyan teeth using the acid etch technique. *Int Dent J.* déc 1986;36(4):225- 9.
44. Torres-Gallegos I, Zavala-Alonso V, Patiño-Marín N, Martinez-Castañon GA, Anusavice K, Loyola-Rodríguez JP. Enamel roughness and depth profile after phosphoric acid etching of healthy and fluorotic enamel. *Aust Dent J.* juin 2012;57(2):151- 6.

45. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bonding to ground versus unground enamel in fluorosed teeth. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* oct 2007;23(10):1250- 5.
46. Pugach MK, Ozer F, Li Y, Sheth K, Beasley R, Resnick A, et al. The use of mouse models to investigate shear bond strength in amelogenesis imperfecta. *J Dent Res.* nov 2011;90(11):1352- 7.
47. Chaudhary M, Dixit S, Singh A, Kunte S. Amelogenesis imperfecta: Report of a case and review of literature. *J Oral Maxillofac Pathol JOMFP.* 2009;13(2):70- 7.
48. Yaman BC, Ozer F, Cabukusta CS, Eren MM, Koray F, Blatz MB. Microtensile bond strength to enamel affected by hypoplastic amelogenesis imperfecta. *J Adhes Dent.* févr 2014;16(1):7- 14.
49. Pugach MK, Ozer F, Mulmadgi R, Li Y, Suggs C, Wright JT, et al. Shear bond strength of dentin and deproteinized enamel of AI mouse incisors. *Pediatr Dent.* 2014;36(5):130- 6.
50. Sa Y, Liang S, Ma X, Lu S, Wang Z, Jiang T, et al. Compositional, structural and mechanical comparisons of normal enamel and hypomaturation enamel. *Acta Biomater.* déc 2014;10(12):5169- 77.
51. Wright JT, Lord V, Robinson C, Shore R. Enamel ultrastructure in pigmented hypomaturation amelogenesis imperfecta. *J Oral Pathol Med Off Publ Int Assoc Oral Pathol Am Acad Oral Pathol.* oct 1992;21(9):390- 4.
52. Jivanescu A, Miglionico A, Barua S, Hategan SI. Alternative prosthodontic- based treatment of a patient with hypocalcified type Amelogenesis Imperfecta. *Clin Case Rep.* 23 mai 2017;5(7):1093- 7.
53. Saroğlu I, Aras S, Oztaş D. Effect of deproteinization on composite bond strength in hypocalcified amelogenesis imperfecta. *Oral Dis.* mai 2006;12(3):305- 8.
54. Venezie RD, Vadiakas G, Christensen JR, Wright JT. Enamel pretreatment with sodium hypochlorite to enhance bonding in hypocalcified amelogenesis imperfecta: case report and SEM analysis. *Pediatr Dent.* déc 1994;16(6):433- 6.
55. Ekambaram M, Anthonappa RP, Govindool SR, Yiu CKY. Comparison of deproteinization agents on bonding to developmentally hypomineralized enamel. *J Dent.* déc 2017;67:94- 101.
56. Bozal CB, Kaplan A, Ortolani A, Cortese SG, Biondi AM. Ultrastructure of the surface of dental enamel with molar incisor hypomineralization (MIH) with and without acid etching. *Acta Odontol Latinoam AOL.* 2015;28(2):192- 8.
57. Krämer N, Bui Khac N-HN, Lückner S, Stachniss V, Frankenberger R. Bonding strategies for MIH-affected enamel and dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2018;34(2):331- 40.
58. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent.* déc 2014;16(6):594.

59. Hironaka NGL, Ubaldini ALM, Sato F, Giannini M, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. *J Prosthet Dent.* avr 2018;119(4):678.e1-678.e8.
60. Santana VB, de Alexandre RS, Rodrigues JA, Ely C, Reis AF. Effects of Immediate Dentin Sealing and Pulpal Pressure on Resin Cement Bond Strength and Nanoleakage. *Oper Dent.* avr 2016;41(2):189- 99.
61. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res.* oct 2016;60(4):240- 9.
62. Degrange M. Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont- ils obsolètes ? 24 janv 2007;(4):119- 24.
63. Ayar MK. A review of ethanol wet-bonding: Principles and techniques. *Eur J Dent.* mars 2016;10(1):155- 9.
64. Tjäderhane L, Mehtälä P, Scaffa P, Vidal C, Pääkkönen V, Breschi L, et al. The effect of dimethyl sulfoxide (DMSO) on dentin bonding and nanoleakage of etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* oct 2013;29(10):1055- 62.
65. Stape THS, Tjäderhane L, Marques MR, Aguiar FHB, Martins LRM. Effect of dimethyl sulfoxide wet-bonding technique on hybrid layer quality and dentin bond strength. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juin 2015;31(6):676- 83.
66. Stape THS, Tjäderhane L, Abuna G, Sinhoreti MAC, Martins LRM, Tezvergil-Mutluay A. Optimization of the etch-and-rinse technique: New perspectives to improve resin-dentin bonding and hybrid layer integrity by reducing residual water using dimethyl sulfoxide pretreatments. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juill 2018;34(7):967- 77.
67. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* oct 2015;31(10):e236-246.
68. Feitosa VP, Medina ADC, Puppim-Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of resin coat technique on bond strength of indirect restorations after thermal and load cycling. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2010;51(3):111- 8.
69. Nikaido T, Tagami J, Yatani H, Ohkubo C, Nihei T, Koizumi H, et al. Concept and clinical application of the resin-coating technique for indirect restorations. *Dent Mater J.* 30 mars 2018;37(2):192- 6.
70. Giannini M, Takagaki T, Bacelar-Sá R, Vermelho PM, Ambrosano GMB, Sadr A, et al. Influence of resin coating on bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Dent Mater J.* 2015;34(6):822- 7.
71. Pinna R, Maioli M, Eramo S, Mura I, Milia E. Carious affected dentine: its behaviour in adhesive bonding. *Aust Dent J.* sept 2015;60(3):276- 93.

72. Isolan CP, Sarkis-Onofre R, Lima GS, Moraes RR. Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent.* 2018;20(1):7- 18.
73. Xuan W, Hou B, Lü Y. Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. *Chin Med J (Engl).* 5 févr 2010;123(3):332- 6.
74. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay FR, et al. Role of Dentin MMPs in Caries Progression and Bond Stability. *J Dent Res.* févr 2015;94(2):241- 51.
75. Ekambaran M, Yiu CKY, Matinlinna JP, King NM, Tay FR. Adjunctive application of chlorhexidine and ethanol-wet bonding on durability of bonds to sound and caries-affected dentine. *J Dent.* juin 2014;42(6):709- 19.
76. Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grande RHM, Loguercio AD, et al. Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* avr 2013;21(2):196- 202.
77. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* juill 2002;18(5):359- 69.
78. Luque-Martinez IV, Mena-Serrano A, Muñoz MA, Hass V, Reis A, Loguercio AD. Effect of bur roughness on bond to sclerotic dentin with self-etch adhesive systems. *Oper Dent.* févr 2013;38(1):39- 47.
79. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent.* sept 2000;28(7):515- 28.
80. Liu K, Zhang X, Wei X. Influence of different acid etching modes on bond strengths to non-cariou sclerotic dentin. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue Shanghai J Stomatol.* févr 2016;25(1):38- 41.
81. de La Dure-Molla M, Philippe Fournier B, Berdal A. Isolated dentinogenesis imperfecta and dentin dysplasia: revision of the classification. *Eur J Hum Genet.* avr 2015;23(4):445- 51.
82. Gama FJR, Corrêa IS, Valerio CS, Ferreira E de F, Manzi FR. Dentinogenesis imperfecta type II: A case report with 17 years of follow-up. *Imaging Sci Dent.* juin 2017;47(2):129- 33.
83. Gallusi G, Libonati A, Campanella V. SEM-morphology in dentinogenesis imperfecta type II: microscopic anatomy and efficacy of a dentine bonding system. *Eur J Paediatr Dent Off J Eur Acad Paediatr Dent.* mars 2006;7(1):9- 17.
84. Ramesh M, Narasimhan M, Krishnan R, Aruna RM, Kuruvilla S. The effect of fluorosis on human teeth under light microscopy: A cross-sectional study. *J Oral Maxillofac Pathol JOMFP.* 2017;21(3):345- 50.

85. Priyadharsini N, Malathi N, Tamizhchelvan H, Dineshkumar T. Dental fluorosis: A histological study using Light and Confocal microscopy. *Indian J Dent Res.* 5 janv 2015;26(3):248.
86. Rojas-Sánchez F, Alaminos M, Campos A, Rivera H, Sánchez-Quevedo MC. Dentin in severe fluorosis: a quantitative histochemical study. *J Dent Res.* sept 2007;86(9):857- 61.
87. Swift EJ. Critical appraisal: bonding to fluorosed tooth structure. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2009;21(6):416- 21.
88. Heijs SCB, Dietz W, Norén JG, Blanksma NG, Jälevik B. Morphology and chemical composition of dentin in permanent first molars with the diagnose MIH. *Swed Dent J.* 2007;31(4):155- 64.
89. Maroulakos G, He J, Nagy WW. The Post-endodontic Adhesive Interface: Theoretical Perspectives and Potential Flaws. *J Endod.* mars 2018;44(3):363- 71.
90. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR de, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. *Braz Oral Res.* 2015;29.
91. Oliveira LV, Maia TS, Zancopé K, Menezes M de S, Soares CJ, Moura CCG. Can intraradicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts? A systematic review. *Braz Oral Res.* 15 mars 2018;32:e16.
92. Oskoe SS, Bahari M, Kimyai S, Asgary S, Katebi K. Push-out Bond Strength of Fiber Posts to Intraradicular Dentin Using Multimode Adhesive System. *J Endod.* déc 2016;42(12):1794- 8.
93. Santana FR, Soares CJ, Silva JA, Alencar AHG, Renovato SR, Lopes LG, et al. Effect of Instrumentation Techniques, Irrigant Solutions and Artificial accelerated Aging on Fiberglass Post Bond Strength to Intraradicular Dentin. *J Contemp Dent Pract.* 01 2015;16(7):523- 30.
94. Gomes França FM, Vaneli RC, Conti C de M, Basting RT, do Amaral FLB, Turssi CP. Effect of Chlorhexidine and Ethanol Application on Long-term Push-out Bond Strength of Fiber Posts to Dentin. *J Contemp Dent Pract.* 01 2015;16(7):547- 53.
95. Almohareb T. Sealing Ability of Esthetic Post and Core Systems. *J Contemp Dent Pract.* 1 juill 2017;18(7):627- 32.
96. Nair P, Hickel R, Ilie N. Adverse effects of salivary contamination for adhesives in restorative dentistry. A literature review. *Am J Dent.* juin 2017;30(3):156- 64.
97. Taneja S, Kumari M, Bansal S. Effect of saliva and blood contamination on the shear bond strength of fifth-, seventh-, and eighth-generation bonding agents: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD.* 2017;20(3):157- 60.
98. Wang Y, Li C, Yuan H, Wong MC, Zou J, Shi Z, et al. Rubber dam isolation for restorative treatment in dental patients. *Cochrane Database Syst Rev.* 20 sept 2016;9:CD009858.

99. Kucukyilmaz E, Celik EU, Akcay M, Yasa B. Influence of blood contamination during multimode adhesive application on the microtensile bond strength to dentin. *Niger J Clin Pract.* déc 2017;20(12):1644- 50.
100. Sablage et amélioration de la liaison adhésive. *Dent Trib Ed Francaise.* nov 2013;5(11):12- 3.
101. Sutil BG da S, Susin AH. Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. *J Appl Oral Sci.* 2017;25(5):533- 40.

OPTIMISATION DU COLLAGE A L'EMAIL ET A LA DENTINE

RESUME EN FRANÇAIS :

Lors de ces dernières décennies, les techniques adhésives se sont largement développées. Inscrites dans un contexte de dentisterie *a minima*, elles permettent également de répondre à des impératifs esthétiques, devenus de plus en plus exigeants. Malgré des progrès notables en termes de biomatériaux, le collage à l'émail et à la dentine reste un véritable défi, tant sur des tissus sains que pathologiques. Ce travail a pour vocation de présenter les différents moyens qui s'offrent, actuellement aux chirurgiens-dentistes, afin d'optimiser le protocole d'assemblage d'une restauration collée. Après avoir effectué quelques rappels sur les notions de collage, des pistes de réflexion seront proposées quant au choix des systèmes adhésifs, en fonction des tissus dentaires en présence ; mais également quant à l'inclusion de certaines étapes dans le protocole de collage, permettant d'augmenter la pérennité du joint dento-prothétique.

TITRE EN ANGLAIS : Enamel and dentin bonding optimization

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Collage – émail – dentine– Adhésion – systèmes adhésifs – colles - joint dento-prothétique – optimisation

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de chirurgie dentaire

3 chemin des Maraîchers

31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Docteur Sabine JONJOT

Co-directeur de thèse : Docteur Bertrand BONIN