



UNIVERSITÉ DE LILLE

DEPARTEMENT FACULTAIRE UFR3S-ODONTOLOGIE

[Année de soutenance : 2025]

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 22 Août 2025

Par Martin DHOT

Vieillissement du joint de collage, quelles solutions ?

JURY

Président : Monsieur le Professeur Philippe BOITELLE

Assesseurs : Monsieur le Docteur Laurent NAWROCKI

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Monsieur le Docteur Adam ABED



Président de l'Université :	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université :	A.V. CHIRIS FABRE
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	A. PACAUD
Vice doyen département facultaire UFR3S-Odontologie :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE

PROFESSEUR DES UNIVERSITES EMERITE

E DEVEAUX	Département de Dentisterie Restauratrice
Endodontie	

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de Prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Vice doyen du département facultaire UFR3S- Odontologie Odontologie Pédiatrique Responsable du département d'Orthopédie dento-faciale
L ROBBERECHT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Parodontologie
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
C. DENIS	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Responsable du Département de Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI Orale CHU Lille	Responsable du Département de Chirurgie Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin -
C. OLEJNIK Orale	Responsable du Département de Biologie
H. PERSOON	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. SAVIGNAT	Responsable du Département de Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses
R. WAKAM KOUAM	Prothèses

PRATICIEN HOSPITALIER et UNIVERSITAIRE

M BEDEZ

Biologie Orale

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Philippe BOITELLE

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Docteur de l'Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité. Spécialité : Mécanique des matériaux.

Master 2 recherche Biologie et Santé, mention Biologie cellulaire et biologie quantitative – Université Lille2

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales – Université Lille2

CES d'Odontologie Prothétique option Prothèse fixée – Université Paris Descartes

Prix 2006 Annual Scholarship Award for outstanding academic achievements in dentistry – Pierre Fauchard Academy Foundation – New-York – U.S.A

Responsable du Département de Prothèses

Responsable de l'Unité Fonctionnelle de Prothèse

Responsable du DU Biomimétique, Esthétique et Numérique (Lille)

Chargé de mission à la Formation Continue

Je vous remercie d'avoir accepté de présider cette thèse et de m'avoir permis
de développer ce sujet d'une grande importance dans votre spécialité.

Votre expertise ainsi que votre rigueur scientifique apporteront une grande
valeur à l'évaluation de ce travail. Veuillez trouver dans cette thèse mon plus
profond respect et mes sincères remerciements.

Monsieur le Docteur Laurent Nawrocki

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

Département Chirurgie Orale

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille

Maîtrise en Biologie Humaine

Certificat d'Etudes Supérieures d'Odontologie Chirurgicale

Chef du Service d'Odontologie du CHU de LILLE

Coordonnateur du Diplôme d'Etudes Spécialisées de Chirurgie Orale
(Odontologie)

Responsable du Département de Chirurgie Orale

Je vous remercie d'avoir accepté spontanément de faire partie de mon jury de
thèse.

Vos enseignements tout au long de mon cursus universitaire et plus
particulièrement ceux dispensés à Seclin durant la vacation hospitalière m'ont
beaucoup apporté.

Veillez recevoir l'expression de mon plus grand respect.

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille, Mention Sciences de la Vie et de la Santé,
Innovation technologique - Odontologie

Master II « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux –
Biomatériaux » - Université Lille2

C.E.S Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

Je vous suis reconnaissant de m'avoir fait l'honneur d'être mon directeur de
thèse. Vous avez toujours été un enseignant disponible, ouvert à la discussion
et ce depuis mon arrivée en deuxième année.

Je vous remercie pour votre aide et vos précieux conseils tout au long de ce
cursus qui m'ont permis de progresser.

Ce travail est l'expression de mon respect et de ma considération pour vous.

Monsieur le Docteur Adam Abed

Chef de Clinique des Universités – Assistant Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master 1 « Sciences du médicament » - Parcours « Dispositifs Médicaux –
Biomatériaux » - Université de Lille

Master 2 « Sciences du médicament » - Parcours « Dispositifs Médicaux –
Biomatériaux » - Université de Lille

Diplôme Universitaire – DU Clinique d'occlusodontie et de réhabilitation
fonctionnelle – Université de Lille

Certificat d'études supérieures universitaires - CESU Biomatériaux et
techniques en dentisterie préventive adhésive, esthétique et numérique -
Faculté d'Odontologie Aix Marseille Université

Adam, je te remercie grandement pour ta disponibilité et ton accessibilité. Tu
m'as fait l'honneur de faire partie de mon jury et pour cela je t'en suis
grandement reconnaissant.

A mes proches,

Table des matières

Table des abréviations.....	17
Introduction	18
1 La formation de l'interface de collage.....	19
1.1 Structures dentaires à l'interface	19
1.1.1 Email.....	19
1.1.2 Dentine	19
1.2 Principe de l'adhésion	20
1.2.1 Définition.....	20
1.2.2 Propriétés physico-chimiques.....	21
1.3 Interface entre les différents matériaux	23
1.3.1 La couche hybride et interface dent/adhésif.....	23
1.3.2 Interface adhésif/ composite de collage et composition chimique	24
1.3.3 Propriétés mécaniques.....	25
1.4 Stratégie de collage	27
1.4.1 Système MR.....	28
1.4.2 Système SAM.....	28
1.4.3 Système universel	29
1.4.4 Différence entre SAM et adhésif universel	30
2 Facteurs de vieillissement et de dégradation du joint.....	31
2.1 Facteurs physico chimiques	31
2.1.1 Stress thermodynamique.....	31
2.1.2 Forces occlusales.....	32
2.1.3 Phénomène de contraction lors de la polymérisation	33
2.1.4 Attaques acides	34
2.2 Facteurs biologiques	36
2.3 Facteurs extrinsèques	37
3 Méthodes d'évaluation de la dégradation du joint.....	40
3.1 Quantification de la dégradation chimique du joint :.....	40
3.2 Quantification de la dégradation mécanique.....	41
3.3 Réalité des méthodes d'évaluation <i>in vitro</i>	44
3.3.1 Simulation de la dégradation mécanique <i>in vitro</i>	45
3.3.2 Simulation dégradation chimique <i>in vitro</i>	46
3.4 Test de durée de vie hautement accélérée	47
4 Solutions pour prévenir et limiter le vieillissement	48
4.1 Prévention et solutions cliniques de la dégradation du joint	48
4.1.1 Mordançage sélectif de l'émail.....	48
4.1.2 Utilisation d'inhibiteurs de MMP (ex : chlorhexidine).....	50
4.1.3 Rôle de la smear layer en dentisterie adhésive et application clinique pour améliorer le collage	53
4.1.4 Utilisation d'adhésifs avec monomères fonctionnels.....	56
4.1.5 Composition chimique et progrès de l'adhésif.....	58
4.1.6 Application d'une couche hydrophobe	60
4.1.7 Nouvelle approche de liaison sèche pour réduire la dégradation du collagène et optimiser les interfaces résine/dentine	61
4.1.8 Polymérisation efficace.....	64
4.1.9 Réalisation du joint en dehors des contacts occlusaux.....	68

4.2	Nouvelles approches et solutions en recherche et développement	70
4.2.1	Autres inhibiteurs de protéase précédemment étudiés.....	70
4.2.2	Les agents de réticulation du collagène	75
4.2.3	Collage humide à l'éthanol	81
4.2.4	Effets du carbodiimide combiné à un pré-traitement de liaison humide à l'éthanol 82	
4.2.5	Reminéralisation par biomimétisme	84
4.2.6	Protéine de moule à l'étude.....	88
Conclusion.....		92
Bibliographie :		93
Table des figures.....		102

Table des abréviations

BAC : chlorure de benzalkonium

BISGMA : méthacrylate de bisphénol A-glycidyle

BIS HPPP : 2,2-Bis[4(2,3-hydroxypropoxy)phenyl]propane

CHX : chlorhexidine

CP : cystéine protéase

DMSO : diméthylsulfoxyde

EDC : 1-éthyl-3-(3-diméthylaminopropyl) carbodiimide

FA : fluorapatite

HAp : hydroxyapatite

IDS : scellement dentinaire immédiat

JEC : jonction émail-cément

JED : jonction émail-dentine

MDPB : bromure de 12-méthacryloyloxydodécylpyridinium

MFP : mussel foot proteins

MMP : métalloprotéinases matricielles

MR : mordantage rinçage

PVPA : acide polyvinylphosphonique

QAM : composés méthacrylates d'ammonium quaternaire

SAM : système auto mordantant

SEE : mordantage sélectif de l'émail

TEGDMA : diméthacrylate de triéthylène glycol

TEM : microscopie électronique à transmission

UA : adhésif universel

UDMA : diméthacrylate d'uréthane

10-MDP : 10-méthacryloyloxy-décyl-dihydrogène-phosphate

Introduction

Le vieillissement du joint de collage est un sujet d'une importance capitale dans le domaine de la dentisterie restauratrice contemporaine. Avec l'évolution constante des matériaux et des techniques, les cliniciens sont confrontés à la nécessité de comprendre les implications à long terme du processus de collage dentaire. Le joint de collage, qui lie les restaurations aux structures dentaires sous-jacentes, joue un rôle critique dans la durabilité et la stabilité des restaurations, influençant la pérennité des traitements.

Dans cette thèse, nous examinerons en détail les facteurs qui contribuent au vieillissement du joint de collage en dentisterie, en mettant l'accent sur les mécanismes de dégradation, les conséquences cliniques et les stratégies potentielles pour améliorer la durabilité de cette interface.

En explorant les avancées actuelles dans la recherche sur le collage dentaire et en analysant les données cliniques disponibles, nous chercherons à identifier les meilleures pratiques et les innovations nécessaires pour surmonter les défis liés au vieillissement du joint de collage.

1 La formation de l'interface de collage

1.1 Structures dentaires à l'interface

1.1.1 Email

L'email dentaire est la couche extérieure dure et minéralisée qui recouvre la surface visible de la dent. Il est principalement composé d'hydroxyapatite (96%), une substance minérale qui confère à l'email sa dureté et sa résistance et qui en fait le tissu le plus dur de l'organisme car les prismes d'email sont disposés de manière très organisée. Il est sécrété par les cellules que l'on appelle les améloblastes durant la formation dentaire. À partir du moment où la dent est complètement formée ces cellules disparaissent c'est pourquoi il ne peut se régénérer naturellement. L'email dentaire protège la dent des dommages mécaniques causés par la mastication et des agressions chimiques résultant de l'exposition aux aliments et aux boissons acides. Il joue également un rôle essentiel dans l'esthétique dentaire. L'email dentaire est susceptible de s'user avec le temps et peut être endommagé par la lésion carieuse, l'érosion acide et d'autres affections. Il n'est pas régénéré par le corps, donc une fois endommagé, il ne peut pas se réparer complètement de lui-même [1].

1.1.2 Dentine

La dentine est un tissu complexe situé sous l'email et le cément. Elle est composée à 50% de matière inorganique principalement constituée d'apatite de calcium et de carbonate, de 30% de matière organique (collagène de type I, phosphoprotéines, glycoprotéines) et de 20% d'eau. Elle est constituée de tubules dentinaires qui traversent la structure depuis la cavité pulpaire jusqu'à la jonction email-dentine (JED) ou jusqu'à la jonction email-cément (JEC).

Ces tubules permettent une communication entre les cellules odontoblastiques de la chambre pulpaire avec les structures adjacentes. Cette densité de tubules étant maximale au niveau de la chambre pulpaire et diminuée au niveau des jonctions.

Durant la dentinogénèse, les odontoblastes présents à la périphérie de la pulpe synthétisent la matrice organique de la dentine, qui se minéralise progressivement. Contrairement à l'émail, la dentine continue à se former tout au long de la vie de la dent (dentine secondaire et tertiaire) [2].

Les tubules dentinaires sont entourés d'une dentine péritubulaire hautement minéralisée composée d'apatite carbonatée. Les tubules tissulaires intermédiaires sont connus sous le nom de dentine inter tubulaire et sont composés de fibrilles de collagène perpendiculaires non minéralisées. La composition de la dentine est affectée par sa position dans la dent, son âge et la présence ou l'absence de la maladie [3].

1.2 Principe de l'adhésion

1.2.1 Définition

L'interface de collage en dentisterie joue un rôle crucial dans la réussite à long terme des restaurations adhésives. Cette interface se forme à la jonction entre la surface de la dent préparée et le matériau de restauration. Sa qualité influence directement la durabilité, l'étanchéité et la résistance mécanique de la restauration. Sa formation implique plusieurs étapes clés, chacune jouant un rôle essentiel dans la création d'une liaison durable entre la dent et le matériau de restauration.

Par définition, l'adhésion désigne l'ensemble des phénomènes qui permettent à un adhésif (résine adhésive, ciment) de s'unir à la structure dentaire ou à un autre matériau (composite, céramique) pour former un ensemble. Ces techniques d'adhésion jouent un rôle majeur dans la dentisterie conservatrice, le collage prothétique (facettes, couronnes, inlays/onlays) ainsi que dans la prévention par le scellement des puits et fissures [1].

Le succès clinique de cette adhésion va dépendre de l'étanchéité de la liaison, de la résistance à la fracture et au décollement et bien sûr de la stabilité dans le temps.

1.2.2 Propriétés physico-chimiques

L'adhésion physique regroupe un grand nombre d'interactions et de liaisons. On peut noter parmi elles les forces de Van der Waals, qui correspondent à des interactions très faibles mais nombreuses entre les surfaces moléculaires. S'ajoutent les liaisons hydrogènes, si un groupe hydroxyle (OH) ou un groupement similaire est impliqué, qui forment des ponts hydrogène entre les molécules d'eau et les molécules polaires. Enfin, on note la présence d'interactions électrostatiques qui correspondent à l'attraction ou à la répulsion entre charges partielles ou totales [1].

L'adhésion chimique repose sur la formation de liaisons chimiques (ioniques, covalentes ou parfois complexes) entre le matériau adhésif et la surface dentaire.

L'interface de collage dentaire est une zone critique où le matériau de restauration adhésif rencontre la surface de la dent préparée. Les propriétés physico-chimiques de cette interface jouent un rôle très important dans la durabilité et la performance à long terme des restaurations adhésives.

Les principales propriétés physico-chimiques de l'interface de collage dentaire dépendent de nombreux facteurs.

Les surfaces de cette interface doivent présenter une morphologie micro rugueuse suite de la préparation de la dent et du conditionnement chimique. Cette morphologie favorise une meilleure pénétration des agents adhésifs et augmente la surface de contact, améliorant ainsi l'adhésion mécanique puisqu'on obtient une surface propre, débarrassée des impuretés. De plus, par les traitements de surface, on obtient une diminution de la tension superficielle.

En lien avec cette morphologie, l'état de surface, qu'il soit humide ou sec, influence significativement l'efficacité de l'adhésion. Les agents adhésifs sont conçus pour interagir de manière spécifique avec la surface dentaire, et des conditions de surface optimales sont nécessaires pour assurer une liaison chimique adéquate.

Il faut également prendre en compte la composition chimique de l'interface de collage composé de différentes couches, notamment la dentine, l'émail et les agents adhésifs. La composition chimique de ces matériaux influence leur capacité à interagir les uns avec les autres, notamment par des liaisons ioniques, covalentes ou hydrogènes.

Les agents adhésifs doivent être stables chimiquement à l'interface de collage pour maintenir une liaison durable dans le temps. **La dégradation ou la détérioration des composants adhésifs peut entraîner des échecs de restauration à long terme, la tension de surface des matériaux adhésifs et de la surface dentaire influence leur mouillage et leur capacité à former une liaison étroite.** Des tensions de surface incompatibles peuvent entraîner des défauts d'adhésion tels que des bulles d'air ou des infiltrations [1].

1.3 Interface entre les différents matériaux

1.3.1 La couche hybride et interface dent/adhésif

La couche hybride est un réseau tridimensionnel formé par deux types de polymères. On retrouve les fibres de collagène de la matrice dentinaire qui sont d'origine naturelle et les macromolécules de l'adhésif qui sont eux d'origine synthétique (Fig. 1) [4].

Elle a été décrite par Nakabayashi *et al.* en 1996 [5]. La couche hybride est rendue acido-résistante grâce à l'imprégnation des protéines dentinaires par la résine.

Lors du mordantage acide, la phase minérale est extraite de la dentine, créant une dentine déminéralisée composée de 30 % de collagène et 70 % d'eau en volume, provoquant la mise en suspension des fibres de collagène dans l'eau. En séchant à l'air, le collagène va se dissoudre, inhibant la pénétration de la résine en créant une barrière entre la couche déminéralisée et la dentine intacte sous-jacente, compromettant gravement l'interface adhésif-dentine [5].

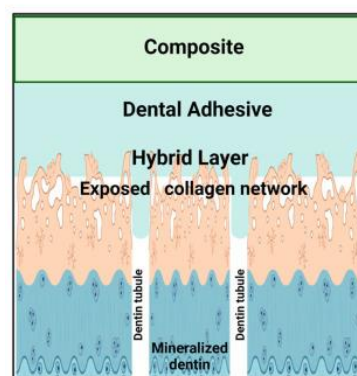


Figure 1 : schéma de la couche hybride [4].

La longévité clinique de la couche hybride dépend de l'action simultanée de nombreux facteurs d'influence. Les aspects physiques et chimiques, les forces de mastication occlusales et le stress répétitif d'expansion et de contraction dû aux changements de température dans la cavité buccale sont des exemples de ces facteurs d'influence [4]. D'autre part, les agents chimiques présents dans le liquide dentinaire, comme la salive, les aliments et les boissons, en plus de l'attaque acide bactérienne à l'interface dent/biomatériaux, sont des exemples de modèles de dégradation des fibrilles de collagène non protégées, d'élution des monomères de résine et de dégradation des composants de la résine.

De plus, les brides de résine intra canaliculaires (par exemple, la résine adhésive polymérisée à l'intérieur des tubules dentinaires) contribuent, tout comme la couche hybride, à l'adhésion dentinaire, sans que l'on puisse déterminer avec certitude laquelle de ces deux composantes est prédominante. On peut supposer que ces brides de résine revêtent un rôle plus marqué dans les cavités profondes, en raison de l'augmentation du nombre et du diamètre des tubules à mesure que l'on se rapproche de la pulpe [6].

1.3.2 Interface adhésif/ composite de collage et composition chimique

Le méthacrylate de bisphénol A-glycidyle (BisGMA) est l'un des monomères de résine composite le plus utilisé, en raison de sa capacité de réticulation, de son hydrophobicité et de la rigidité qu'il confère à la structure polymérisée. Cependant, la viscosité élevée du BisGMA non polymérisé, son empilement de liaisons covalentes et son fort niveau de liaisons hydrogène justifient l'ajout d'autres monomères diméthacrylates.

Cette viscosité élevée peut limiter l'incorporation de charges, qui sont essentielles pour renforcer le matériau et lui donner sa couleur, et restreindre la mobilité des monomères, réduisant ainsi le degré de conversion dans le réseau polymère. C'est pourquoi des monomères diluants à plus faible poids moléculaire, comme le diméthacrylate de triéthylène glycol (TEGDMA) et le diméthacrylate d'uréthane (UDMA), sont nécessaires [7]. Cependant, une quantité excessive de ces monomères, relativement hydrophiles, peut accroître l'absorption d'eau et, en raison de leur plus petite taille moléculaire, provoquer un rétrécissement excessif de la restauration lors du durcissement.

Ces résines de méthacrylate se polymérisent par une réaction vinylique, produisant une structure en polyméthacrylate avec des liaisons ester reliant les polymères de base, formant ainsi une matrice rigide [7]. La polymérisation est généralement activée par un système d'initiation photochimique stimulé par la lumière bleue (468 nm).

1.3.3 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques de l'interface de collage en dentisterie sont essentielles pour assurer la durabilité et la résistance des restaurations. Voici quelques-unes des propriétés mécaniques importantes de cette interface.

La résistance à la traction mesure la capacité de l'interface de collage à résister à une force appliquée dans une direction perpendiculaire à sa surface. Une bonne résistance à la traction est cruciale pour maintenir l'intégrité de la liaison entre la dent et le matériau de restauration [8].

La résistance à la flexion, qui évalue les contraintes qui peuvent survenir lors de la mastication ou pendant l'application de forces occlusales. Une résistance à la flexion adéquate est nécessaire pour éviter les fractures ou les décollements prématurés de la restauration.

L'élasticité de l'interface de collage dentaire, qui indique sa capacité à retrouver sa forme d'origine après avoir été soumise à des contraintes déformantes. Une élasticité appropriée est nécessaire pour absorber les forces de mastication et prévenir les microfissures ou les défaillances prématurées de la restauration.

L'adhérence, qui mesure la capacité à maintenir une liaison étroite entre la dent et le matériau de restauration. Une bonne adhérence est essentielle pour empêcher les infiltrations, les fuites et les décollements [9].

La résistance à la fatigue évalue la capacité de l'interface de collage à résister à des contraintes répétées ou cycliques, une résistance adéquate est nécessaire pour assurer la durabilité à long terme.

En résumé, les propriétés physico-chimiques et mécaniques de l'interface de collage en dentisterie sont cruciales pour garantir la stabilité, la résistance et la durabilité des restaurations. Une compréhension approfondie de ces propriétés est nécessaire pour développer des protocoles de collage efficaces et améliorer les résultats cliniques des traitements restaurateurs.

1.4 Stratégie de collage

Parmi les systèmes de collage, le système à mordantage-rinçage (ou "etch-and-rinse") est considéré comme la méthode de référence historique. Il repose sur une étape préalable de mordantage acide de l'émail et de la dentine, suivie d'un rinçage et de l'application de l'adhésif. Ce protocole en plusieurs étapes permet une excellente adhésion à l'émail mais nécessite une technique rigoureuse, particulièrement pour la dentine.

En réponse aux limitations de cette approche, les systèmes auto-mordançants ("self-etch") ont été introduits. Ceux-ci intègrent l'étape de mordantage dans la solution adhésive elle-même, ce qui simplifie le protocole clinique, réduit la sensibilité opératoire, mais peut parfois compromettre l'adhésion à l'émail si elle n'est pas renforcée par un mordantage sélectif.

Plus récemment, les adhésifs universels ont été développés dans le but de combiner les avantages des deux approches précédentes. Ces systèmes polyvalents peuvent être utilisés en mode mordantage-rinçage, auto-mordançant ou en mordantage sélectif, offrant ainsi une grande flexibilité d'utilisation clinique.

1.4.1 Système MR

Dans la stratégie MR, le mordant acid élimine la couche constituée de débris inorganiques résultant de la chaleur de friction et de la déformation plastique/élastique lors de la préparation dentaire, cette couche doit être retirée ou dissoute pour exposer les tubules afin d'obtenir un verrouillage mécanique dans la dentine et crée une couche superficielle de dentine déminéralisée.

Pour obtenir une liaison stable, l'eau doit être entièrement remplacée par un adhésif dans un réseau exposé sans minéraux de collagène [3].

Malheureusement, l'infiltration complète du monomère dans la dentine humide et déminéralisée n'est pas toujours réussie et des zones infiltrées incomplètes se forment au bas de la couche hybride avec des fibrilles de collagène entourées d'eau. Ce phénomène, opérateur dépendant, indique que la moitié supérieure de la couche hybride contient une encapsulation de résine complète de fibrilles de collagène mordancées à l'acide par rapport à la moitié inférieure [3].

1.4.2 Système SAM

D'autre part, la stratégie SAM dépend des co-monomères adhésifs pour déminéraliser et infiltrer le substrat dentinaire afin de créer une infiltration de résine plus homogène de fibrilles de collagène déminéralisées par rapport aux systèmes MR. Cependant, la stabilité de l'adhésion SAM dépend de l'efficacité du couplage entre les fibrilles de collagène et les co-monomères.

Par conséquent, malgré les différences entre les systèmes, l'etching et le collage sont des étapes fondamentales pour l'adhésion, où ils peuvent être séparés ou combinés, et le nombre d'étapes détermine la classification de l'adhésif [3].

Les systèmes qui contiennent des monomères acides capables d'induire la procédure de déminéralisation superficielle sont les systèmes auto-mordant (SAM). Ces produits déminéralisent et infiltrent simultanément la boue dentinaire et l'extrême surface dentinaire. Avec ces adhésifs, les phases minérales dissoutes demeurent en suspension dans la résine après polymérisation. La couche hybride apparaît donc légèrement différente sur le plan chimique et ultra-morphologique. Elle est également plus fine (0,5 à 1 μm) selon le pH de ces solutions adhésives [10].

1.4.3 Système universel

Les adhésifs universels sont les derniers en développement dans le domaine. Cette classe d'adhésifs peut être utilisée comme auto-mordant, mordant et rincé ou comme mordant sélectif de l'émail. Les adhésifs universels contiennent des mélanges de monomères d'acidité légère à modérée. Il est à noter qu'une plus grande acidité peut contribuer au processus de dégradation de l'interface de liaison dentaire [10].

1.4.4 Différence entre SAM et adhésif universel

Les SAM contiennent des monomères fonctionnels acides (ex : MDP) capables d'attaquer légèrement la dentine et l'émail sans étape de mordantage préalable. Ces monomères acides assurent à la fois la déminéralisation superficielle et la pénétration dans les tissus dentaires en une seule étape.

Leur pH est modérément acide (environ 1 à 2), ce qui permet un mordantage plus doux et superficiel, particulièrement sur la dentine.

Les adhésifs universels contiennent également des monomères fonctionnels acides, en particulier le MDP (10-méthacryloyloxydecyldihydrogénophosphate), mais formulés pour permettre une utilisation polyvalente :

- En mode auto-mordant (comme un système self-etch)
- En mode mordantage-rinçage (avec acide phosphorique)
- En mordantage sélectif (émaillage seulement).

Leur formulation est souvent plus équilibrée entre hydrophiles et hydrophobes, ce qui améliore la compatibilité avec différents substrats (émail, dentine, zircone, métaux) [10].

2 Facteurs de vieillissement et de dégradation du joint

2.1 Facteurs physico chimiques

2.1.1 Stress thermodynamique

Les composants de résine et de collagène au sein de la couche hybride sont susceptibles de se dégrader et de se désintégrer *in vivo* en raison de la température, du stress, des forces occlusales, des mécanismes de contraction de polymérisation [11].

Les variations de température exercent donc une influence sur la dégradation du joint de collage. Ces variations proviennent de la consommation d'aliments chauds et froids, de boissons ainsi que des variations ambiantes physiologiques qui peuvent provoquer une dilatation et une contraction des matériaux. De plus, les matériaux composites, les adhésifs et la dentine n'ont pas les mêmes coefficients de dilatation thermique ce qui est à l'origine de tension dans le joint de collage.

Les cycles de dilatation et de contraction peuvent provoquer des microfissures qui augmentent la perméabilité du joint entraînant l'infiltration d'humidité et de bactéries. La pénétration de fluides dans ces microfissures peut être à l'origine de réactions hydrolytiques dans les polymères de l'adhésif. Cela peut donc entraîner la dénaturation des résines avec ce thermocyclage.

Les variations de température répétées diminuent la résistance mécanique et entraînent une fatigue thermique sur le long terme. Pour limiter ces conséquences, l'utilisation de matériaux avec des coefficients de dilatation thermique similaires à ceux de la dentine pourront être utilisés, ainsi que l'incorporation de charges nanométriques dans les composites afin de maintenir leur stabilité thermique [12].

2.1.2 Forces occlusales

Les forces occlusales appliquées sur les restaurations résultent de la mastication, du bruxisme ou encore des para fonctions. Elles sont dynamiques et peuvent être considérables, cela entraînant un stress mécanique et une flexion de la dent et du composite pouvant affaiblir l'interface adhésive.

Sur le joint de collage, il peut y avoir la formation de fissures marginales, une fatigue mécanique du matériau, un décollement progressif du composite ainsi qu'une perte d'intégrité structurelle si les forces dépassent la résistance mécanique des matériaux [13].

La pression exercée par un couple de dents antagonistes est un facteur de vieillissement d'autant plus si le joint de collage est situé à proximité des points de contacts occlusaux. C'est pour cela que le joint de collage doit être déporté par rapport aux zones de contact, pour éviter de subir de manière excessive des contraintes mécaniques [14].

2.1.3 Phénomène de contraction lors de la polymérisation

La contraction de polymérisation se produit lors de la photopolymérisation des résines composites ou des adhésifs. Elle correspond au rapprochement des molécules de monomères entre elles lors de leur conversion en un réseau de polymères.

Les monomères sont des molécules organiques relativement petites qui, lors de la polymérisation, vont se lier entre elles par des liaisons covalentes pour former une matrice polymère tridimensionnelle. Ce processus va entraîner une réduction de l'espace intermoléculaire à l'origine d'une diminution globale de volume appelée contraction de polymérisation. Cette contraction va créer des tensions internes dans la résine polymérisée qui vont être transmises à l'interface dent/adhésif.

Les conséquences sur le joint de collage sont nombreuses comme le décollement marginal entraînant une mauvaise adaptation au niveau des marges pouvant entraîner des micro-fuites, la formation de microfissures dans la partie hybride ou dans la restauration elle-même, la fragilisation des fibres de collagène due au stress imposé sur celles-ci [15].

Il est possible de jouer sur différents facteurs pour influencer cette contraction. Les résines composites avec un pourcentage élevé de charges inorganiques ont habituellement une contraction de polymérisation plus faible. Une polymérisation flash peut augmenter les contraintes internes en raison d'une réduction trop rapide du volume.

Pour pallier cette contraction, l'utilisation de couches minces de composite ou d'adhésif par technique d'insertion par couches peut réduire ce phénomène [16].

2.1.4 Attaques acides

Les attaques acides sont une exposition du joint de collage aux acides présents dans la cavité buccale (bactéries cariogènes, consommation alimentaire, reflux gastrique). Ces acides agissent en dégradant les composants hydrophiles des adhésifs dentaires. Les ions H^+ (atome d'hydrogène qui a perdu un électron, donc un ion hydrogène est un proton) présents dans les acides peuvent hydrolyser les liaisons ester dans les matrices polymères des adhésifs [1].

Ce phénomène induit des répercussions notables sur le joint de collage, en engendrant une altération chimique progressive. En effet, les acides présents participent à la dégradation des matrices polymériques ainsi que des charges inorganiques, compromettant ainsi l'intégrité structurelle du matériau composite. Cette érosion chimique va altérer les liaisons entre l'adhésif et la structure dentaire, augmentant les infiltrations marginales et donc une perte d'adhérence du matériau. De même, l'apparition de lésions carieuses secondaires est possible puisqu'il y aura une perte d'étanchéité au niveau du joint ce qui va favoriser la prolifération bactérienne.

Pour contrer cet effet, il a été nécessaire de développer des adhésifs résistants à ces attaques, incorporant des agents antimicrobiens (détaillés plus en détails dans les prochaines parties) ainsi que de renforcer les protocoles de collage [17].

Ces phénomènes d'attaques acides et contraction de polymérisation se déroulent de manière synergique puisque la contraction crée des micro-espaces où les acides peuvent pénétrer et les attaques acides amplifient la dégradation des zones fragilisées par la contraction entraînant une perte d'adhérence.

L'étude de Comba *et al.* a montré une variation statistiquement significative de la résistance de liaison en fonction du type de traitement de surface, du protocole adhésif utilisé ainsi que de l'effet du vieillissement artificiel. L'analyse des nanofiltrations a révélé une infiltration marginale plus marquée dans les échantillons ayant subi un conditionnement par laser Er:YAG, tant immédiatement qu'après vieillissement.

En comparaison, les surfaces dentinaires préparées à l'aide de fraises diamantées ont présenté des forces d'adhésion supérieures à celles obtenues après irradiation laser. Ces résultats suggèrent que tant les modalités de préparation de surface que le protocole adhésif choisi, combinés aux effets du vieillissement, exercent une influence déterminante sur la qualité de l'interface adhésif-dentine. Néanmoins, des investigations complémentaires demeurent nécessaires afin de confirmer la robustesse et la reproductibilité de ces observations expérimentales [17].

2.2 Facteurs biologiques

La matrice de collagène de la couche hybride peut également être altérée. Il peut s'avérer difficile d'obtenir une couverture complète des irrégularités de cette couche à l'échelle nanométrique à la surface des fibrilles de collagène via la pénétration passive des monomères. Ainsi, les résines n'étant pas protégées par des revêtements de résine hydrophobe peuvent être vulnérables à la dégradation et l'eau en serait une des causes principales [4].

Deux schémas principaux de dégradation ont pu être observés au sein de la couche hybride : une perte de résine des espaces interfibrillaires et une désorganisation des fibrilles de collagène. Le degré d'enveloppement des fibrilles de collagène étant dépendant du type d'agent de liaison, cela pourrait conduire à des zones incomplètement infiltrées contenant des fibrilles de collagène dénudées au bas de la couche hybride.

Les métalloprotéinases matricielles (MMP) constituent une classe d'endopeptidases dépendantes du zinc et du calcium. Ces enzymes endogènes sont des composants importants dans de nombreux processus pathologiques et biologiques puisqu'elles ont la capacité de dégrader presque tous les composants de la matrice extracellulaire. Dans la cavité buccale, un grand intérêt a été consacré à la détection, à la distribution ainsi qu'à la fonction des MMP dérivées de l'hôte, plusieurs d'entre elles ont été détectées au sein du complexe dentino-pulpaire [18].

Plus récemment, un autre groupe de protéases a été identifié dans des compartiments de la dentine humaine saine et cariée : les cystéines protéases (CP). Les CP humaines sont mieux connues grâce aux cathepsines lysosomales B, H et L, exprimées de manière omniprésente, et à la dipeptidyl peptidase I, dont on pensait jusqu'à récemment qu'elles assurent principalement les fonctions ménagères de la cellule [19]. Sur 15 gènes CP détectés, 10 étaient exprimés dans le tissu pulpaire natif et 11 dans les odontoblastes.

Dans les études de Tersariol *et al.* et Nascimento *et al.*, la corrélation potentielle entre les activités des MMP et de la cystéine cathepsine dans la dentine intacte ou cariée, respectivement, a également été étudiée. Les résultats ont montré que les activités des MMP et de la cystéine cathepsine expriment des corrélations très significatives entre la dentine intacte et la dentine cariée, même si les activités dans les lésions carieuses étaient environ 10 fois plus élevées que dans la dentine intacte. Ces données indiquent que l'activité collagénolytique/gélatinolytique de la dentine peut être due non seulement à la présence de MMP, mais également aux activités synergiques de la cystéine cathepsine [20,21].

2.3 Facteurs extrinsèques

La technique de l'opérateur est indissociable de la pérennité des restaurations et de la durabilité du joint. Elle prend en compte la pose d'un champ opératoire avec une bonne isolation, le suivi des recommandations générales des protocoles de collage, d'application du matériau et le polissage. Il en va de même que plus un dentiste sera expérimenté plus la longévité augmentera [22].

Le praticien doit réaliser un contrôle de l'humidité, une dentine trop sèche ou au contraire trop humide peut compromettre l'adhésion, une dentine déshydratée réduit la formation de la couche hybride tandis qu'un excès d'humidité interfère avec l'infiltration de l'adhésif.

De plus, l'opérateur doit surveiller l'éclairage durant la photopolymérisation car si celle-ci est insuffisante on aura une polymérisation incomplète de l'adhésif ce qui affaiblit le joint et augmente la susceptibilité au vieillissement chimique et mécanique comme vu précédemment. De même que l'application en couches épaisses entraînera une contraction de polymérisation accrue alors que l'application par fines couches réduira ces tensions [22].

Enfin, étant donné le nombre d'adhésifs et de composites actuellement sur le marché, un non-respect des instructions en fonction du fabricant peut compromettre la pérennité de l'adhésion.

Concernant l'utilisation de digue en caoutchouc, une étude indique, avec un faible degré de certitude, que l'usage de digues en caoutchouc lors des restaurations dentaires directes pourrait réduire le taux d'échec des restaurations par rapport aux rouleaux de coton après six mois. En revanche, les données restent très incertaines à d'autres moments. Il est donc nécessaire de mener des recherches supplémentaires rigoureuses et de haute qualité pour évaluer l'impact des digues en caoutchouc sur les différents types de traitements de restauration [23].

Ainsi le vieillissement et la dégradation du joint de collage dépendent de nombreux facteurs (Fig. 2).

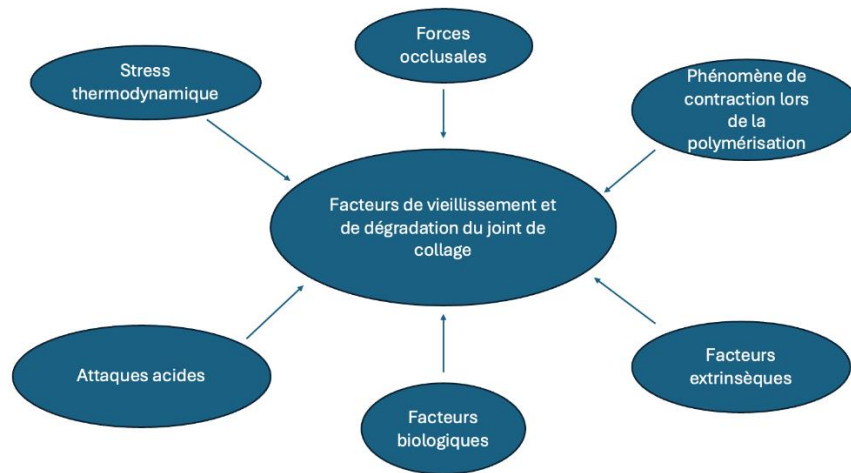


Figure 2 : schéma personnel regroupant les facteurs de vieillissement et de dégradation du joint de collage (iconographie personnelle)

3 Méthodes d'évaluation de la dégradation du joint

3.1 Quantification de la dégradation chimique du joint :

L'un des principaux défis liés à la simulation du vieillissement des matériaux dentaires en milieu buccal réside dans la mesure des altérations du matériau ou de l'interface adhésive. Une méthode couramment utilisée pour détecter la dégradation chimique d'un agent de liaison dentaire est la chromatographie liquide, parfois associée à la spectrométrie de masse, permettant ainsi d'évaluer la libération de produits de biodégradation comme le BisHPPP à partir d'un échantillon. Le BisHPPP se forme lorsque les liaisons ester aux extrémités d'une molécule de BisGMA subissent une hydrolyse (Fig. 3) [24]. Un échantillon ayant subi un vieillissement chimique ou mécanique peut être quantifié de cette manière.

L'hydrolyse du BisGMA se déroule quand les groupes acides carboxyliques (qui relient la majeure partie de la molécule aux liaisons ester qui l'intègrent dans le réseau de résine) sont hydrolysés, libérant la majeure partie de la molécule et supprimant une liaison croisée entre les chaînes polymères.

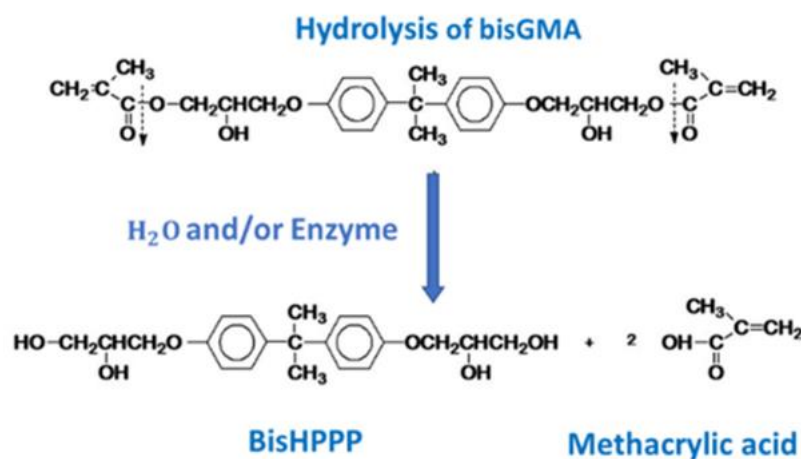


Figure 3: schéma de la formation du BisHPP après hydrolyse du BisGMA [24].

3.2 Quantification de la dégradation mécanique

D'un point de vue mécanique, de nombreuses recherches se sont concentrées sur les propriétés et la durabilité de la résine composite sus jacente, qui constitue la majeure partie des restaurations dentaires. En étant directement exposée à l'environnement buccal, elle subit la plupart des contraintes mécaniques. Cependant, la couche hybride, considérée comme un élément clé pour la résistance mécanique et la dissipation des contraintes, joue également un rôle essentiel. Cela en fait, ainsi que les agents de liaison qui contribuent à sa formation, des sujets d'étude majeurs [25].

En ce qui concerne les propriétés mécaniques des agents de liaison, une idée fausse et répandue est de considérer la résistance comme une propriété intrinsèque du matériau. En réalité, elle dépend de nombreux facteurs, tels que la forme de l'échantillon ou la présence de défauts à l'interface des matériaux, ce qui en fait une propriété variable et non constante. Ainsi, bien que de nombreux tests existent pour évaluer la force de liaison, il est essentiel de s'assurer que l'interface testée soit exempte de défauts. Lors de tests sur des surfaces larges,

il est important de tenir compte de la validité de ces essais « macro » (sur des zones $> 2 \text{ mm}^2$), car une rupture cohésive est souvent observée plutôt qu'une rupture interfaciale.

De même, se pose la question de l'attribution d'une contrainte moyenne à une interface qui ne répartit pas les forces de manière uniforme.

Le mode d'étude des échantillons peut également influencer les résultats des tests. Par exemple, l'étude en cisaillement de macro-échantillons, plutôt qu'en traction, peut générer des concentrations de contraintes plus élevées, ce qui peut affecter les forces de liaison mesurées. Il est donc crucial de bien décrire la conception et la configuration des échantillons afin de permettre des comparaisons entre les études.

Ces préoccupations ont conduit au développement de tests de cisaillement et de traction « micro », utilisant des échantillons beaucoup plus petits.

Bien que ces tests ne soient pas entièrement exempts des problèmes mentionnés, le test de micro-traction pour évaluer la liaison entre l'adhésif et la dent est souvent plus simple à réaliser en termes de préparation des échantillons et des outils utilisés. Ainsi, les tests « macro » et « micro » restent tous deux populaires.

En raison de la variabilité potentielle de la force de liaison, liée aux différences de géométrie des échantillons et à la répartition inégale des contraintes, il peut être plus pertinent d'évaluer la résistance du matériau face à l'initiation ou à la propagation des fissures. La création d'une interface collée présente souvent des défauts inhérents au processus de durcissement, et la capacité de la formulation à tolérer ces imperfections est probablement cruciale pour assurer la longévité de la restauration.

Les valeurs mesurées dans ce contexte sont généralement moins dépendantes de la géométrie ou des méthodes de test. C'est pourquoi, l'analyse de la mécanique de la rupture des interfaces collées est reconnue comme une méthode fiable pour évaluer les modifications des adhésifs [25]. Parmi les variables, la ténacité à la rupture en déformation plane (KIC) est un indicateur clé, car elle mesure le seuil critique de contrainte à partir duquel une fissure se propage, entraînant la fracture de l'interface. Tester les interfaces collées reste cependant complexe et variable, avec de nombreux types d'échantillons et de méthodes d'essai différentes.

Les méthodes d'essai les plus couramment utilisées incluent des variantes des tests à bord unique ou à encoche en chevron, ainsi que les tests d'entaille en chevron à tige courte pour calculer le KIC des composites en résine (Fig. 4) [25]. Ces tests de résistance à la rupture, où la charge est progressivement augmentée jusqu'à la fracture du matériau ou de l'interface, sont fréquemment employés. Toutefois, ces méthodes ont été critiquées, notamment parce que cette augmentation progressive de la charge ne reflète pas fidèlement les conditions cliniques réelles. Les résultats restent cependant pertinents puisqu'ils permettent de mesurer directement les variations de la résistance à la rupture causées par la dégradation biochimique, qui génère des défauts à l'interface.

Ces tests sont donc utiles pour évaluer l'intégrité de l'interface collée après un processus de vieillissement [25].

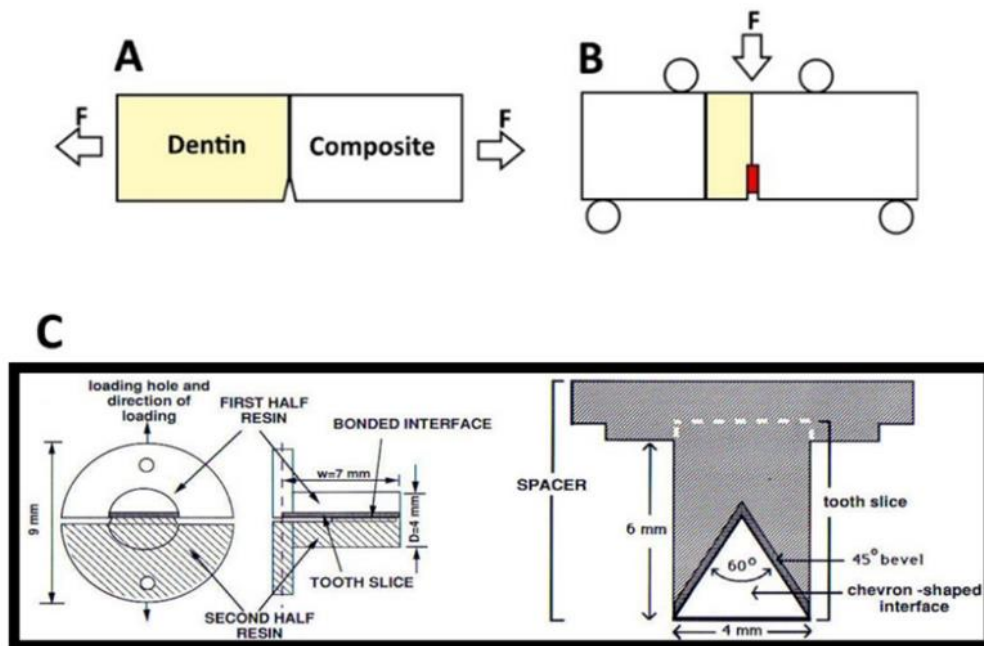


Figure 4: test de résistance à la rupture [25].

3.3 Réalité des méthodes d'évaluation *in vitro*

Étant donné que l'environnement buccal est le résultat d'une interaction complexe entre plusieurs facteurs, tels que les bactéries, les défauts inhérents, et la dégradation chimique et mécanique, certains protocoles de vieillissement *in vitro* ont tenté de reproduire ces conditions en combinant différents types de stress pour créer une « bouche artificielle ». Ces protocoles ont montré un lien significatif avec les formes cliniques d'échec, bien qu'ils se soient principalement concentrés sur la dégradation mécanique au détriment d'autres sources de dégradation.

Par exemple, la combinaison du vieillissement accéléré dû au chargement mécanique ou au cycle thermique avec la dégradation chimique — en immergeant les échantillons dans des estérases salivaires simulées tout en les soumettant au thermocyclage — reste encore peu explorée et pourrait offrir des

pistes de recherche intéressantes. Actuellement, les protocoles de thermocyclage et de cyclage mécanique se déroulent généralement dans des milieux de stockage comme l'eau, la salive artificielle ou d'autres substances.

Étant donné que les enzymes salivaires accélèrent notablement la dégradation chimique des résines méthacrylates, il serait logique de développer des protocoles de vieillissement accéléré utilisant de telles formulations, car la salive pourrait intensifier d'autres formes de dégradation. Un autre défi réside dans l'impossibilité de combiner simultanément certains tests *in vitro*, comme l'incubation avec des bactéries, avec des cycles de pH et de température sur plusieurs jours. De plus, l'interaction entre les bactéries et les estérases salivaires (ou leurs versions simulées) reste difficile à prévoir.

Pour pallier cette difficulté à incorporer les bactéries dans un environnement oral artificiel, des protocoles peuvent compartimenter les différentes formes de dégradation en plusieurs phases de vieillissement. Par exemple, Kermanshahi *et al.* et Huang *et al.* ont étudié la pénétration du biofilm bactérien dans l'espace marginal après incubation dans de la salive humaine simulée: les échantillons étaient d'abord dégradés dans de la salive simulée, puis exposés aux bactéries dans des conditions contrôlées. Bien que cela ne combine pas tous les facteurs en une seule étape, cette approche peut être un compromis adéquat pour exposer l'interface à plusieurs formes de dégradation [26,27].

3.3.1 Simulation de la dégradation mécanique *in vitro*

Il existe des paramètres clés qui permettent de simuler la dégradation mécanique du joint dans le milieu intra-oral :

- la charge maximale à laquelle l'échantillon doit résister,
- le nombre de cycles simulant les forces exercées en bouche,
- la durée de chaque cycle,
- le mode de contact avec la pièce collée : la trajectoire horizontale ou verticale de la charge.

Étant donné que chacun de ces paramètres peut considérablement varier d'une étude à une autre (avec des charges qui peuvent varier de 30 à 250 N, un nombre de cycles différent ainsi qu'une différence dans la direction de l'application de la force), cela rend quasiment impossible la comparaison entre les tests [28].

3.3.2 Simulation dégradation chimique *in vitro*

Une méthode simple pour vieillir chimiquement un échantillon consiste à le conserver dans différentes substances comme l'eau, l'éthanol ou des solutions aqueuses d'hypochlorite de sodium, qui sont couramment employées. Bien que ces milieux soient efficaces pour dégrader les interfaces de collage, ils ne reproduisent pas l'activité enzymatique de la salive. De plus, une exposition prolongée à l'éthanol ou à l'hypochlorite de sodium ne reflète pas les conditions réelles de la cavité buccale, ce qui complique les comparaisons avec le vieillissement du matériau *in vivo* [28].

La dégradation chimique par stockage peut ne pas toujours fournir la rapidité souhaitée dans les tests *in vitro*, dont l'objectif est d'obtenir des résultats plus rapidement que par des essais cliniques. Un des problèmes majeurs est que de nombreux tests nécessitent un temps considérable pour être menés à bien. Par exemple, l'incubation des échantillons dans de l'eau distillée ou des solutions de salive simulée peut durer de plusieurs mois à six ans. Cela compromet en partie l'avantage principal des tests *in vitro*, à savoir la rapidité des résultats.

3.4 Test de durée de vie hautement accélérée

Ainsi, le vieillissement accéléré est souvent indispensable dans les tests *in vitro*. La charge cyclique, utilisée pour imiter les contraintes mécaniques de l'environnement buccal, peut être considérée comme une méthode de vieillissement accéléré, car elle cherche à reproduire les contraintes mécaniques normales subies par une dent, mais sur une période beaucoup plus courte. Par exemple, en compressant l'équivalent d'une année de charge occlusale (105 cycles) en quelques jours ou semaines à l'aide d'une machine, l'étude est considérablement accélérée [28].

4 Solutions pour prévenir et limiter le vieillissement

Les dents, ainsi que les restaurations, sont soumises à d'importantes contraintes mécaniques dans la cavité buccale. Elles doivent résister aux variations thermiques dues à la consommation d'aliments et de boissons, à l'abrasion causée par le brossage, ainsi qu'aux forces mécaniques exercées lors de la mastication. Depuis leur introduction, les restaurations adhésives ont été conçues en tenant compte de ces facteurs : les performances des matériaux sont évaluées en fonction de leur facilité d'application et de leur capacité à résister à ces forces, tout en imitant le comportement mécanique d'une dent naturelle. La plupart des choix de conception effectués lors du développement de ces matériaux ont permis de relever les défis mécaniques rencontrés, assurant ainsi une performance adéquate.

Par conséquent, lorsqu'elles sont correctement collées et placées, les restaurations modernes en résine composite offrent généralement des performances mécaniques satisfaisantes [29].

Il faut savoir qu'aucune des solutions actuelles ne permet d'éviter la dégradation du joint mais uniquement de la retarder.

4.1 Prévention et solutions cliniques de la dégradation du joint

4.1.1 Mordançage sélectif de l'émail

L'avantage principal des adhésifs universels utilisés avec un pré mordançage à l'acide orthophosphorique ou des adhésifs de type MR réside dans l'obtention d'un ancrage micromécanique fort sur l'émail.

Pour une liaison pérenne dans le temps et fiable, l'utilisation d'un acide puissant comme l'acide phosphorique est préférée par rapport aux acides plus faibles contenus dans les systèmes auto mordançant [1].

Par ailleurs, l'acide orthophosphorique, qui confère la force de la stratégie MR en constitue également sa faiblesse. Il est considéré comme trop agressif pour la dentine car il élimine l'hydroxyapatite, qui protège naturellement le collagène [30]. Une fois cette protection éliminée, le collagène devient susceptible à la dégradation enzymatique et à l'hydrolyse comme vu précédemment.

Pour cette raison, il est recommandé de privilégier un mordantage sélectif à l'acide phosphorique uniquement sur l'émail, suivi de l'application d'un adhésif universel sur la dentine et l'émail, en mode auto mordançant (Fig. 5) [31]. La déminéralisation de la dentine induite par un acide faible est partielle, mais suffisante pour obtenir un engrenement micromécanique adéquat.

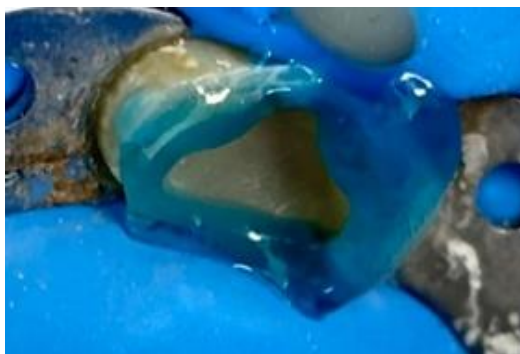


Figure 5: mordantage sélectif de l'émail (iconographie personnelle).

4.1.2 Utilisation d'inhibiteurs de MMP (ex : chlorhexidine)

Il est important de savoir que d'autres inhibiteurs sont actuellement soumis à des études expérimentales comme la tétracycline, le glutaraldéhyde ou encore les ammoniums quaternaires. Cependant, la balance bénéfice/risque est aujourd'hui défavorable à leur utilisation clinique, c'est pour cela, qu'ici, ne sera développée que l'utilisation de la chlorhexidine.

La chlorhexidine, un puissant agent antimicrobien, inhibe efficacement les MMP-2/8/9 ainsi que les cathepsines. Une étude a démontré de manière convaincante son efficacité à inhiber l'activité collagénolytique des métalloprotéases dentinaires. La chlorhexidine peut être utilisée de trois manières : soit incorporée dans l'agent de mordantage acide, puis rincée, soit incorporée dans l'adhésif, ou appliquée directement en solution aqueuse (concentration entre 0,2% et 2%) sur la dentine après mordantage [32]. A noter que l'application de chlorhexidine en phase aqueuse n'altère en aucun cas l'adhérence des systèmes adhésifs [33].

De nombreuses investigations, tant in vitro qu'in vivo, ont mis en évidence la capacité de la chlorhexidine à préserver l'intégrité structurale du collagène au sein de la couche hybride, contribuant ainsi à atténuer les effets délétères du vieillissement sur la durabilité de l'adhésion. Toutefois, une méta-analyse récente a révélé que, bien que l'application de chlorhexidine dans les cavités dentaires puisse freiner la dégradation enzymatique de la couche hybride, les données cliniques actuelles ne permettent pas de conclure de manière probante à un effet bénéfique sur la longévité du joint adhésif.

Cette observation pourrait s'expliquer par le fait que l'inhibition des métalloprotéases matricielles, bien qu'efficace contre la dégradation enzymatique, reste insuffisante pour enrayer le processus de dégradation globale du joint, notamment en raison de la persistance des mécanismes de dégradation hydrolytique [34].

En 2020, une étude de Breschi *et al.* avait pour objectif d'examiner si la chlorhexidine conserve ses propriétés inhibitrices de la MMP, préserve la couche hybride et si elle était toujours présente dans la couche hybride après 10 ans de vieillissement dans la salive artificielle. Pour se faire, des molaires non carieuses extraites ont été réparties en deux groupes, sectionnées en tranches exposant la dentine moyenne/profonde, puis mordancées et traitées avec Adper Scotchbond 1XT® (SB1XT), avec ou sans prétraitement par une solution aqueuse de 0,2 % de CHX. Des couches de composite ont ensuite été appliquées, et les spécimens ont été découpés en bâtonnets adhésifs d'une épaisseur de 1 mm. Une zymographie *in situ* a été effectuée sur des échantillons fraîchement préparés (T0) ainsi que sur des échantillons âgés de 10 ans (T10-ans) conservés à 37 °C dans de la salive artificielle, afin d'étudier l'activité gélatinolytique endogène dans la couche hybride. À T10-ans, les spécimens ont également été décalcifiés et inclus dans une résine époxy pour une analyse en microscopie électronique à transmission (TEM).

Enfin, la spectroscopie micro-Raman a été réalisée à T0 et T10-ans pour analyser les profils chimiques de la dentine intertubulaire et de la couche hybride (Fig. 6) [35].

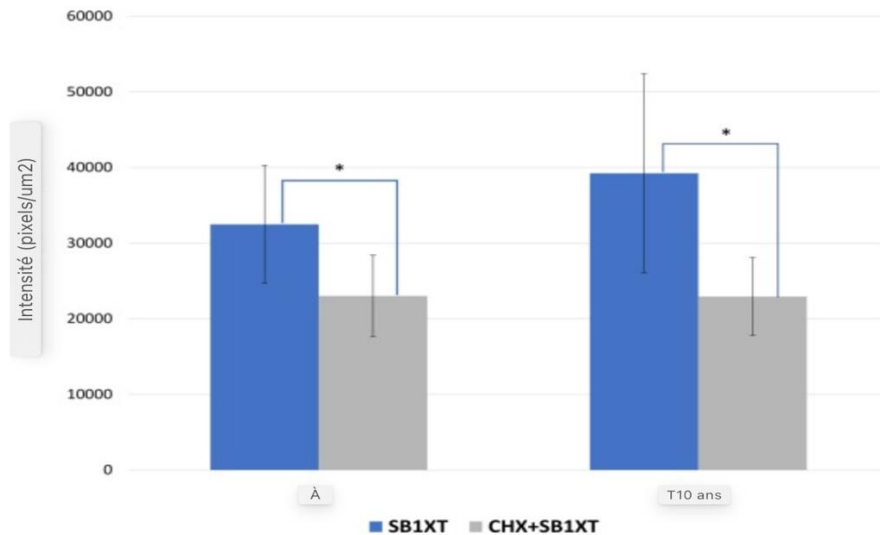


Figure 6 : graphique représentant la quantification de l'activité collagénolytique dans les interfaces résine-dentine des deux groupes testés [35].

En conclusion, l'ajout d'une amorce aqueuse distincte contenant de la CHX est possible pour les cliniciens cependant son effet bénéfique n'est pas étayé par des preuves suffisantes. Avec un suivi plus régulier dans le temps des dents traitées, cela pourrait évoluer [36]. Cette approche ajoute une simple étape supplémentaire à la procédure adhésive, tout en garantissant des résultats durables en termes d'intégrité de la couche hybride et de maintien de la force d'adhésion dans les systèmes de mordantage et rinçage. La chlorhexidine a démontré son effet anti-protéolytique et sa capacité à protéger la couche hybride contre la dégradation après 10 ans de vieillissement accéléré. Ces résultats soulignent l'importance de l'inhibition des MMP pour préserver l'intégrité de l'interface résine-dentine. Des recherches futures devront confirmer ces résultats avec des adhésifs intégrant de la CHX.

4.1.3 Rôle de la smear layer en dentisterie adhésive et application clinique pour améliorer le collage

La couche de smear layer (ou boue dentinaire) est une fine couche de débris générée lors de la préparation dentaire, qui se forme à la surface de la dent. Certains de ces débris obstruent les orifices des tubules dentinaires, créant des bouchons de smear layer qui réduisent la perméabilité de la dentine jusqu'à 86 % [37]. Toutefois, le fluide présent dans les tubules dentinaires peut encore traverser cette boue dentinaire en raison de sa structure microporeuse. Composée principalement d'hydroxyapatite et de collagène, cette couche subit une dénaturation par la friction et la chaleur générées lors de la préparation de la dent [38]. Il est souvent recommandé de retirer la smear layer avant d'appliquer l'agent de liaison. L'utilisation d'acide phosphorique dans les adhésifs de mordantage et rinçage permet une élimination complète de la couche de smear, tandis que les adhésifs automordançants n'en retirent qu'une partie (Fig. 7) [37].

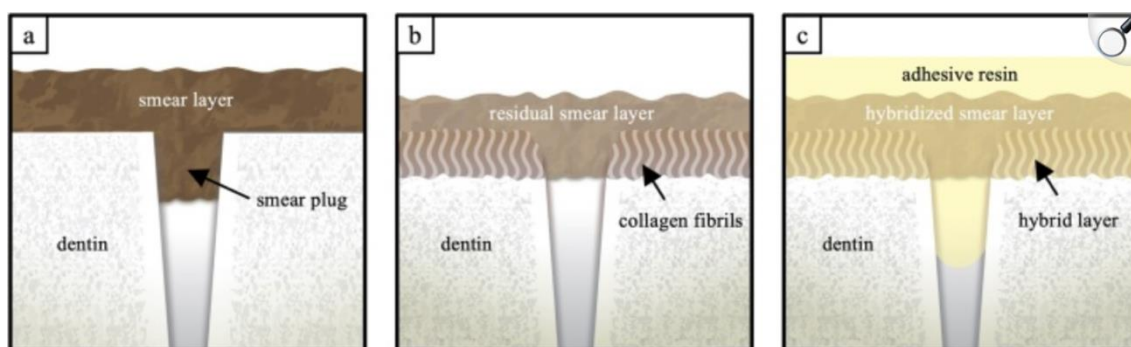


Figure 7 : schéma de la couche de smear layer traitée avec un adhésif automordançant (a). Couche de smear layer couvrant la surface de la dentine après la préparation de la dent (b). Après avoir été traitée avec un adhésif automordançant, la couche de smear a été partiellement déminéralisée et le collagène superficiel a été exposé (c). Après polymérisation de la résine, la couche de smear layer résiduelle a été incorporée dans la couche de smear hybridée entre la couche adhésive et la couche hybride [37].

Il est bien établi que la couche de smear peut être éliminée par l'application d'acide phosphorique. Cependant, la concentration de cet acide doit être précisément ajustée. Les concentrations plus faibles, comme 0,13 % et 20 %, montrent un effet de mordantage moins intense, ce qui ne permet pas une élimination complète de la boue dentinaire. En pratique clinique, une concentration optimale entre 30 et 40 % d'acide phosphorique est généralement employée. Avec ce mordantage, la couche de smear ne présente pas d'impact sur les systèmes adhésifs de mordantage et rinçage, car elle est entièrement déminéralisée et éliminée au rinçage. Toutefois, à long terme, la dégradation du collagène dentinaire est plus marquée avec les adhésifs de mordantage et rinçage qu'avec les adhésifs automordantants. Cette différence est probablement liée à la déminéralisation intense induite par l'acide phosphorique, qui expose davantage les fibrilles de collagène. Cela active les métalloprotéinases matricielles (MMP), enzymes endogènes qui dégradent progressivement le collagène ainsi mis à nu.

Une stratégie pour limiter la dégradation du collagène dentinaire induite par le mordantage à l'acide orthophosphorique consiste à raccourcir la durée de ce processus. Bien que la profondeur de déminéralisation de la dentine soit supposée augmenter avec le temps de mordantage, aucun effet négatif sur la force d'adhérence n'a été observé en réduisant ce temps à 5 secondes. Par ailleurs, l'adhérence à la dentine primaire s'est avérée significativement améliorée lorsque le temps de mordantage à l'acide phosphorique était réduit de moitié. Des recherches récentes montrent qu'un mordantage de 3 secondes renforce la force d'adhérence et la durabilité des adhésifs universels.

Un schéma de déminéralisation similaire a été observé après un mordantage de 3 et 15 secondes. Réduire la durée de mordantage pourrait ainsi atténuer les effets néfastes de l'acide phosphorique sur la dégradation de l'adhérence. Toutefois, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour comprendre l'impact de cette réduction sur l'activité des MMP [39].

Lorsqu'on utilise des systèmes adhésifs automordançants, les propriétés de la couche de smear et la capacité de mordantage des adhésifs sont les deux facteurs principaux qui influencent la qualité du collage. Il est bien établi que la couche de smear joue un rôle crucial dans l'adhésion à la dentine. Une étude de Saikaew *et al.* a ensuite comparé la force d'adhésion sur de la dentine fracturée et sur de la dentine préparée à la fraise diamantée, révélant que la couche de smear de la fraise diamantée gênait l'interaction de l'adhésif automordançant avec la dentine sous-jacente. Ces travaux indiquent que les couches de smear produites par différents instruments influencent différemment l'adhésion des adhésifs automordançants. Les caractéristiques détaillées de la couche de smear sont abordées dans la section suivante [39].

La capacité de mordantage des adhésifs automordançants est directement liée à leur pH, et ces adhésifs se répartissent généralement en quatre catégories : adhésifs automordançants puissants ($\text{pH} \leq 1$), moyennement puissants ($\text{pH} 1-2$), doux ($\text{pH} \sim 2$) et ultra-doux ($\text{pH} > 2,5$). En général, un pH plus faible correspond à un mordantage plus efficace. Cependant, il est recommandé de limiter l'utilisation d'adhésifs automordançants puissants, car leur mode de mordantage ressemble à celui de l'acide orthophosphorique, mais sans élimination des minéraux dissous par rinçage, ce qui peut fragiliser la liaison avec la dentine [40].

En revanche, les adhésifs automordançants doux déminéralisent la dentine de façon plus superficielle, permettant aux cristaux d'hydroxyapatite de rester disponibles pour une liaison chimique, en particulier avec le monomère 10-MDP, qui forme des sels de calcium 10-MDP. Cette interaction est essentielle pour la durabilité de l'interface résine-dentine sur le long terme, d'où la préférence pour les adhésifs doux. Cependant, leur faible acidité signifie que l'effet tampon de la couche de smear doit également être pris en considération.

Les adhésifs universels peuvent être utilisés selon différentes méthodes : le mordançage et le rinçage, l'automordançage, ou le mordançage sélectif de l'émail. Leur composition est essentiellement similaire à celle des adhésifs tout-en-un de la génération précédente, mais avec plusieurs améliorations. Le monomère fonctionnel principal dans ces adhésifs est le 10-MDP, qui présente une hydrophobicité supérieure à celle d'autres monomères fonctionnels. De plus, le pH des adhésifs universels se situe entre 1,5 et 3,2, ce qui les classe pour la plupart comme des adhésifs automordançants doux ou ultra-doux. **Il est donc important que les cliniciens tiennent compte des effets négatifs de la couche de smear lors de l'application de ces adhésifs sur la dentine dans le cadre de l'approche automordançante.**

4.1.4 Utilisation d'adhésifs avec monomères fonctionnels

Un monomère fonctionnel désigne un ensemble de molécules qui permettent de promouvoir l'adhésion aux tissus dentaires et aux biomatériaux à usage dentaire grâce à une réaction avec un substrat d'intérêt.

Leur architecture se compose de groupements chimiques fonctionnels et d'un espaceur qui est en général une chaîne carbonée linéaire [41].

Le principal étant le 10-MDP, ce monomère peut établir des interactions avec le collagène et se lie efficacement à l'hydroxyapatite grâce à des liaisons phosphate/calcium [42].

Il se compose de trois entités structurales distinctes : tout d'abord, un groupement méthacrylate polymérisable, apte à copolymériser avec d'autres monomères, participant ainsi à la formation d'une matrice résineuse rigide et pérenne ; ensuite, un segment espaceur, situé entre le groupement méthacrylate et le groupement fonctionnel acide, dont la nature chimique et la longueur influencent de manière déterminante la capacité d'interaction du monomère avec les substrats minéralisés, en particulier l'hydroxyapatite et la dentine ; enfin, le groupement fonctionnel acide, responsable des liaisons ioniques ou covalentes avec les composants inorganiques du tissu dentaire [43].

Enfin, un groupement fonctionnel phosphate (certains possèdent un carboxyle à la place) qui peut soit déminéraliser l'hydroxyapatite, soit s'y lier chimiquement selon le concept d'adhérence/décalcification (CAD) [44]. D'après ce concept, les molécules acides adhèrent dans un premier temps à l'hydroxyapatite par interaction électrostatique puis elles suivent l'une des deux voies :

- Adhésion : formation de sels de calcium/monomère stables, maintenant ainsi l'adhérence.
- Décalcification : absence de productions de sels stables entraînant une importante déminéralisation.

La compréhension de ces interactions est cruciale pour optimiser les propriétés adhésives lors du collage [45].

Parmi un ensemble de monomères, le 10-MDP semble être le plus efficace pour créer des liaisons ioniques fortes avec l'hydroxyapatite, permettant la formation de sels calciques de 10-MDP stables qui contribuent à la durabilité du collage. Cependant, la pertinence de ces interactions sur la pérennité du joint n'a pas été clairement prouvée. De surcroît, le 10-MDP est très sensible à la dégradation par hydrolyse.

4.1.5 Composition chimique et progrès de l'adhésif

Les adhésifs universels ou multimodes (UA) représentent la dernière génération de systèmes adhésifs et offrent plusieurs avantages. Premièrement, ils peuvent être appliqués en mode ER (mordançage et rinçage), en mode de mordançage sélectif de l'émail (SEE) ou en mode SE (système auto mordançant) et ce, quelle que soit l'humidité de la dentine. Deuxièmement, la présence de monomères acides fonctionnels, comme le 10-méthacryloyloxy-décyl-dihydrogène-phosphate (10-MDP), permet une adhésion efficace à divers substrats, y compris les composites, les céramiques et les alliages métalliques. Les UA se distinguent en fonction de leur pH : ultradoux, doux ou moyennement forts. En raison de leur composition unique, modifiée par rapport aux adhésifs ER et SE traditionnels, les UA peuvent être divisés en produits contenant ou non du 10-MDP, ainsi qu'en matériaux intégrant ou non du silane.

La présence de monomères fonctionnels comme le 10-MDP est essentielle pour la liaison chimique avec la dentine, car ils interagissent avec les cristaux d'hydroxyapatite (HAp) entourant les fibres de collagène dans la dentine non mordancée, formant des sels de Ca-10-MDP résistants à l'hydrolyse, ce qui stabilise l'interface adhésive dans le temps (Fig. 8) [46]. Ce phénomène, appelé « nanolayering », a été confirmé par des études en laboratoire montrant que les UA contenant du 10-MDP possèdent des propriétés supérieures aux adhésifs contenant d'autres monomères acides. Toutefois, les UA montrent une capacité limitée de mordantage de l'émail, même en présence de 10-MDP, soulignant que l'émail ne peut pas être mordancé efficacement par ces adhésifs [47].

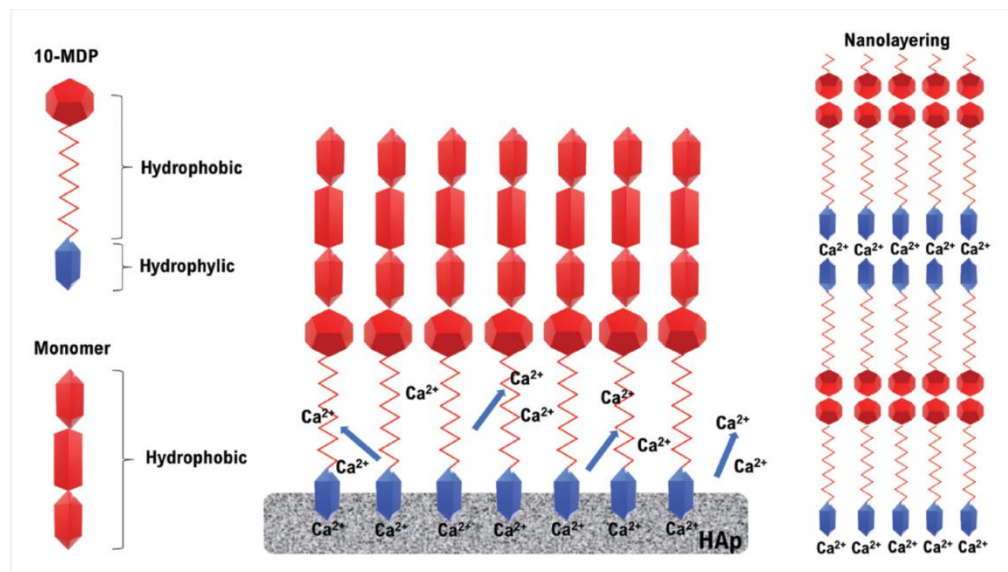


Figure 8: représentation schématique du mécanisme d'interaction entre le 10-MDP et l'hydroxyapatite (HAp) [46].

Le 10-MDP attaque les tissus dentaires minéralisés, libérant des ions calcium. Il se lie chimiquement à l'extrémité hydrophile (par l'intermédiaire des groupes hydroxyles du groupe acide phosphorique) aux ions calcium de l'HAp, formant des sels stables de 10-MDP-Ca, tandis qu'à l'extrémité hydrophobe (groupe méthacrylate polymérisable), il se lie chimiquement aux monomères des matériaux adhésifs dentaires. En raison de l'affinité pour la formation de sels stables de 10-MDP-Ca, les molécules de 10-MDP peuvent également utiliser les ions calcium libérés par l'attaque de l'HAp pour s'auto-assembler en nanocouches au sein de la couche hybride [42].

4.1.6 Application d'une couche hydrophobe

Un nombre important de professionnels de santé utilisent des adhésifs universels contenant un ou plusieurs monomères fonctionnels, dont le plus fréquent est le 10-MDP. Comme mentionné précédemment, ce dernier est sensible à l'hydrolyse. Pour stabiliser et protéger l'interface collée contre la dégradation hydrique après la photopolymérisation de la couche d'adhésif, il est recommandé d'appliquer une couche de résine hydrophobe (par exemple un composite fluide) sur la couche d'adhésif.

Lors de la réalisation de restaurations indirectes, cette étape peut être intégrée dans le protocole de scellement immédiat de la dentine (IDS). Pour les restaurations directes en composite, il est préférable d'appliquer une fine couche de composite fluide au fond de la cavité. En plus de protéger contre l'hydrolyse, cette couche permet également d'amortir les contraintes internes et les chocs, améliorant ainsi la durabilité et la performance de la restauration [48].

Une analyse approfondie de la résistance à la fracture des systèmes de restauration tricouches a mis en évidence l'influence prépondérante des gradients de module d'élasticité sur le comportement mécanique global, surpassant celle de la seule résistance à la flexion des matériaux utilisés.

L'harmonisation des modules d'élasticité entre le matériau restaurateur et les tissus dentaires de soutien permet de minimiser la concentration des contraintes de traction, notamment au niveau de la surface de l'entaille située sous la zone soumise à la charge. Cette continuité mécanique interfaciale contribue ainsi à une meilleure dissipation des contraintes et à une amélioration significative de la résistance à la charge appliquée [48].

4.1.7 Nouvelle approche de liaison sèche pour réduire la dégradation du collagène et optimiser les interfaces résine/dentine

En dentisterie, la technique du collage humide s'appuie sur la présence d'eau pour maintenir l'expansion des fibres de collagène déminéralisées, favorisant ainsi une bonne infiltration de la résine.

Toutefois, avec les techniques actuelles, l'interface entre la résine et la dentine reste sujette à une instabilité hydrolytique. Étant donné que le diméthylsulfoxyde (DMSO) peut « biomodifier » le collagène et neutraliser certaines enzymes, l'étude de Stape *et al* en 2018 visait à déterminer si le DMSO pouvait améliorer le collage de la résine sur la dentine déshydratée mordancée à l'acide phosphorique (H_3PO_4), et à évaluer son effet sur la dégradation enzymatique du collagène par les enzymes d'origine hôte [49].

Des surfaces de dentine provenant de molaires humaines saines ont été mordancées et collées dans des conditions soit humides, soit sèches, avec des solutions aqueuses ou éthanoliques de DMSO comme prétraitement, puis des résines de collage contenant ou non du DMSO. L'analyse biochimique corrélative a montré que la réduction de l'eau lors de l'hybridation de la dentine, via des approches innovantes de collage à sec utilisant le DMSO, est efficace pour inactiver les enzymes MMP-2 et MMP-9 d'origine hôte, réduisant ainsi la dégradation du collagène tout en optimisant la liaison entre la résine et la dentine [49].

Le collage résine-dentine représente une avancée majeure en ingénierie tissulaire *in situ*, où le collagène déminéralisé et hydraté sert de support pour l'infiltration de la résine, reliant ainsi les adhésifs dentaires à la dentine minéralisée en profondeur. Cependant, ce procédé complexe de collage présente certaines limites qui contribuent à la formation de couches hybrides imparfaites, souvent destinées à échouer après une utilisation prolongée. Parmi les principaux obstacles figurent l'infiltration insuffisante de la résine, l'incapacité des résines actuelles à remplacer complètement l'eau dans la matrice de collagène, l'instabilité hydrolytique des monomères méthacrylates hydrophiles, ainsi que la dégradation du collagène. Ce sont ces facteurs qui compromettent la durabilité des liaisons résine-dentine. Ces phénomènes sont étroitement liés, car leurs effets de dégradation se manifestent uniquement en présence d'eau [50].

L'eau accélère la dégradation des liaisons résine-dentine en facilitant l'hydrolyse des matrices de résine par des estérases, ainsi que la dégradation du collagène par des enzymes endogènes et exogènes (comme les métalloprotéinases matricielles et les cathepsines à cystéine). L'approche par mordantage et rinçage requiert notamment un substrat partiellement humide pour maintenir des espaces interfibrillaires suffisants dans le collagène déminéralisé, assurant ainsi une infiltration optimale de la résine. Il est largement admis que la présence de fibrilles de collagène remplies d'eau non protégées crée un lien fragile, particulièrement vulnérable à la dégradation hydrolytique.

Les questions essentielles qui se posent donc concernent les moyens d'éliminer l'eau libre du collagène déminéralisé dans un délai raisonnable en clinique sans compromettre l'adhésion résine-dentine, ainsi que l'impact potentiel de cette réduction de zones humides sur la dégradation du collagène.

Pour résumer, le diméthylsulfoxyde (DMSO) est l'un des solvants les plus polyvalents en sciences biologiques, grâce à sa capacité unique à « biomodifier » le collagène déminéralisé, favorisant ainsi le collage résine-dentine [51].

Par ses interactions avec l'eau, sa capacité à lier et précipiter les protéines hydrophobes, ainsi qu'à modifier leur structure, le DMSO pourrait contribuer à ce processus de manière synergique. Une autre étude de Stape et al. en 2016 visait à tester l'hypothèse selon laquelle des solutions binaires de DMSO, diluées dans de l'éthanol ou de l'eau, ainsi qu'un apprêt contenant du DMSO, permettent un collage efficace de la résine sur la dentine déminéralisée et déshydratée, tout en réduisant la dégradation du collagène par les enzymes d'origine hôte.

Deux hypothèses nulles étaient testées: 1: le collage à sec avec DMSO n'aurait aucun effet sur la force d'adhérence à la dentine ; et 2: l'activité protéolytique de la dentine mordancée avec H3PO4 resterait inchangée après un prétraitement au DMSO [52].

Cette étude démontre que le collage de résines actuelles relativement hydrophiles sur de la dentine déminéralisée largement séchée à l'air devient viable lorsque le diméthylsulfoxyde (DMSO) est utilisé comme prétraitement ou incorporé dans la résine de collage. Outre l'optimisation immédiate de la liaison résine-dentine, le DMSO inactive partiellement les MMP endogènes au niveau de la couche hybride, réduisant ainsi la solubilisation du collagène dans la dentine sèche.

La capacité d'éliminer l'eau de l'interface collée et de réduire simultanément la dégradation du collagène dans un délai cliniquement pertinent offre de nouvelles possibilités pour créer des interfaces résine-dentine avec une longévité plus élevée.

4.1.8 Polymérisation efficace

Une polymérisation efficace est primordiale dans la durée de vie du joint de collage. En effet, de nombreux protocoles préconisent une photopolymérisation flash de 2 secondes au niveau du joint puis de retirer l'excédent avec une spatule à bouche ou sonde, puis de photopolymériser à nouveau plus longtemps. Cependant, ce type de protocole est à éviter dans notre pratique car il induit un joint de mauvaise qualité puisqu'on va venir retirer de la colle qui n'est pas assez polymérisée à l'intérieur du joint (Fig. 9 et 10) [53,54].

La plupart du temps, cela donne un joint qui n'est pas en continuité avec la dent et entraîne toutes sortes de problèmes comme la rétention de plaque, des colorations et donc à terme une accélération de la dégradation de ce joint [53].

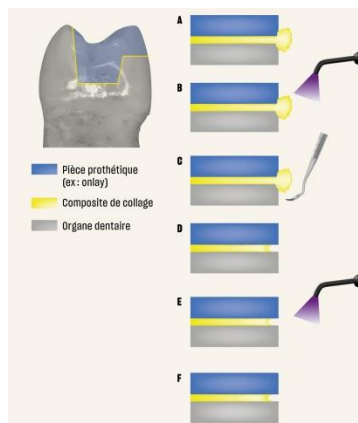


Figure 9: photopolymérisation flash avec élimination des excès à la sonde [54].

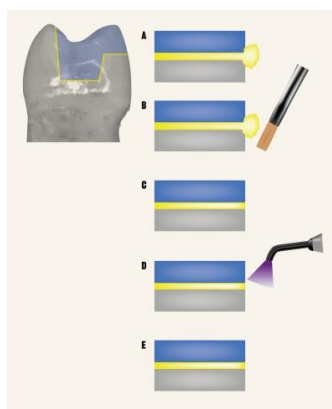


Figure 10: élimination des excès à la microbrush puis photopolymérisation pour préserver le joint [54].

L'utilisation d'un gel de glycérine est recommandé afin de protéger le joint collé lors du collage de l'onlay pour prévenir l'inhibition de polymérisation due à la présence d'oxygène (Fig. 11). Les conclusions sont intéressantes car en plus de prévenir la formation de la couche d'inhibition, cette méthode améliorerait également l'adaptation marginale et la résistance à l'usure du joint, augmentant ainsi sa durabilité. Cette étape est devenue aujourd'hui un standard de référence dans la photopolymérisation des composites de restauration et de collage [55].



Figure 11: photopolymérisation après application d'un gel de glycérine (iconographie personnelle).

L'étude d'Ismail *et al.* a eu pour objectif d'évaluer et de comparer la résistance au test de microtraction (μ TBS) de différentes restaurations en composite de résine, appliquées sur deux substrats dentinaires distincts : la dentine coronaire médiane et la dentine radiculaire proximale. L'étude s'intéresse à des systèmes adhésifs de nature photopolymérisable, chimique (autopolymérisable) et à polymérisation duale [56].

Les protocoles expérimentaux ont été conçus de manière à reproduire les conditions cliniques, tant pour la polymérisation immédiate que pour les évaluations post-vieillessement artificiel. Par ailleurs, les interfaces adhésives ont été examinées au regard des phénomènes de nanofiltration, tant sur la dentine coronaire médiane que sur la dentine radiculaire proximale, et ce, aux mêmes périodes d'évaluation.

Lors de la phase de photopolymérisation, deux distances distinctes ont été imposées entre la surface dentinaire et l'embout du dispositif de polymérisation, afin de simuler les contraintes cliniques réelles : 3 mm pour les échantillons de dentine coronaire médiane, et 7 mm pour ceux de dentine radiculaire proximale. Des anneaux en acrylique opaque, calibrés selon ces hauteurs, ont été utilisés afin d'assurer une distance constante et standardisée durant l'irradiation.

Les résultats révèlent une altération significative des propriétés de liaison (notamment la résistance de liaison, l'ampleur des nanofuites et le degré de conversion) lorsque la distance de polymérisation est accrue de 3 à 7 mm, en particulier après vieillissement.

Le processus de vieillissement artificiel a engendré une baisse significative des valeurs de μ TBS et une intensification des phénomènes de nanofiltration. Dans l'ensemble des sous-groupes, les restaurations appliquées sur la dentine radiculaire proximale ont présenté des valeurs de μ TBS inférieures à celles obtenues sur la dentine coronaire médiane, à l'exception du sous-groupe vieilli utilisant l'adhésif à polymérisation duale. Les systèmes adhésifs chimiques et à polymérisation duale ont démontré des performances de liaison comparables. En revanche, le système photopolymérisable a affiché les résultats les plus défavorables après vieillissement, en particulier lorsqu'il a été appliqué sur la dentine radiculaire et exposé à une polymérisation à distance accrue.

De manière générale, l'ensemble des systèmes de restauration testés ont été sensibles au vieillissement. Par ailleurs, la nature anatomique de la dentine a exercé une influence significative et variable sur les performances adhésives. **En conséquence, une prudence particulière est recommandée aux praticiens lors de l'utilisation d'adhésifs photopolymérisables dans les situations cliniques où la distance entre la source de lumière et la surface à traiter excède 3 mm [56].**

4.1.9 Réalisation du joint en dehors des contacts occlusaux

Les zones de contacts occlusales sont celles où les forces masticatoires sont les plus importantes, en déportant le joint de ces zones, on réduit donc l'impact des forces sur celui-ci, diminuant ainsi les contraintes mécaniques et la dégradation.

Un joint de collage situé en dehors des contacts occlusaux est moins exposé aux micromouvements et à la fatigue mécanique, ce qui aide à maintenir une meilleure étanchéité, essentielle pour prévenir les infiltrations bactériennes et réduire le risque de lésions carieuses en préservant l'intégrité du joint [14].

Cela permet également de prévenir la fracture en raison des forces compressives et de cisaillement à cet endroit et d'améliorer l'esthétique final de la restauration.

En conclusion, il existe des moyens de prévention et différentes solutions pratiques à apporter aux cliniciens pour limiter cette dégradation (Fig. 12).

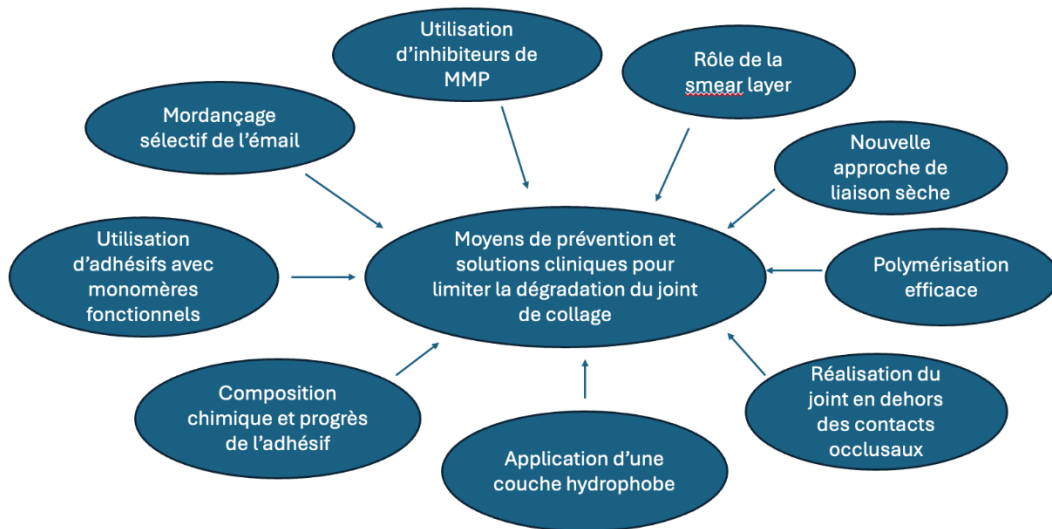


Figure 12 : moyens de prévention et solutions cliniques pour limiter la dégradation du joint de collage (iconographie personnelle)

4.2 Nouvelles approches et solutions en recherche et développement

4.2.1 Autres inhibiteurs de protéase précédemment étudiés

4.2.1.1 *Le galardin*

Le galardin est un inhibiteur synthétique des métalloprotéinases matricielles (MMP), qui présente une efficacité élevée vis-à-vis des MMP-1, -2, -8 et -9. Sa structure chimique, similaire à celle du collagène, lui permet de se fixer directement aux sites actifs des MMP. Son action inhibitrice envers les MMP de la dentine a été confirmée par des analyses en zymographie ainsi que par l'observation de nanofuites interfaciales après une période d'un an [57]. De plus, lorsqu'il est ajouté à un adhésif, le galardin inhibe les MMP dentinaires et améliore ainsi la force d'adhésion initiale. Cependant, aucune modification notable concernant la dégradation de cette adhésion n'a pu être observée après trois mois. Enfin, une concentration de galardin de 0,2 mMol suffit à inhiber l'activité protéolytique de la dentine déminéralisée, soit une efficacité environ 10 à 100 fois supérieure à celle obtenue avec la chlorhexidine (CHX) [57]. Les recherches ont ensuite été arrêtées à la suite d'une toxicité élevée de ce composant.

4.2.1.2 *La tétracycline*

La tétracycline ainsi que ses dérivés semi-synthétiques, la doxycycline et la minocycline, font partie d'une famille d'antibiotiques à large spectre connus pour leurs propriétés chélatrices des ions métalliques, et qui ont démontré une efficacité significative dans l'inhibition des métalloprotéinases matricielles (MMPs) [58].

Outre leur capacité à chélater le zinc, ces composés sont capables de diminuer l'expression de l'ARN messager codant pour les MMPs. Parmi ces molécules, seule la doxycycline est actuellement utilisée en pratique clinique et possède des effets inhibiteurs reconnus sur les MMPs, entraînant une réduction marquée de la dégradation de la matrice dentinaire [59,60].

Dans une étude récente, des nanosphères polymériques (NP) ont démontré une capacité remarquable à être efficacement imprégnées d'ions zinc. Ces particules ont montré une aptitude à séquestrer le calcium et le phosphate en présence de silicium, tout en demeurant durablement intégrées au sein de la couche hybride adhésive.

L'incorporation de ces nanosphères n'a pas altéré les performances d'adhésion, notamment la résistance de liaison, et a permis une inhibition significative de la dégradation du collagène dentinaire induite par l'activité des métalloprotéases matricielles (MMP). Par ailleurs, l'application de NP enrichies en zinc (Zn-NP) sur les surfaces dentinaires cervicales et radiculaires a favorisé une capacité d'étanchéité pérenne de l'interface adhésive. Les minéraux salins à base de zinc nouvellement formés ont efficacement recouvert la surface dentinaire, assurant l'occlusion complète des fissures, des porosités ainsi que des tubules dentinaires.

Dans cette optique, les nanoparticules dopées au zinc apparaissent comme des agents prometteurs pour la reminéralisation ciblée de la dentine et l'obturation tubulaire, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives thérapeutiques dans le domaine de la régénération tissulaire dentinaire, de la prise en charge durable de l'hypersensibilité dentinaire, ainsi que dans le conditionnement endodontique préalablement à l'obturation canalair.

En outre, les propriétés antibactériennes intrinsèques de ces nanoparticules contribuent à limiter la formation de biofilm, renforçant ainsi leur intérêt dans les stratégies de prévention et de traitement des infections dentaires [59].

Actuellement, les effets des tétracyclines et de leurs dérivés sur la durabilité des liaisons résine-dentine n'ont pas encore fait l'objet d'études approfondies. En raison de leur potentiel inhibiteur sur les MMPs, ces composés méritent cependant des recherches supplémentaires. Il faut toutefois souligner que leur utilisation clinique pourrait être limitée par l'apparition d'une coloration violette des dents, phénomène résultant de la photo-oxydation associée à ces dérivés de la tétracycline.

4.2.1.3 Les biphosphonates

Une autre catégorie d'inhibiteurs de protéases à large spectre, les bisphosphonates, est reconnue pour son efficacité à inhiber les MMP. Leur mécanisme d'action probable consiste à chélater les ions zinc et calcium présents dans ces enzymes [61]. Dans une étude, Tezvergil-Mulutuy *et al.* ont mis en évidence une forte inhibition de la MMP-9 recombinante par l'utilisation d'acide polyvinylphosphonique (PVPA), entraînant une diminution notable de la libération d'hydroxyproline et une réduction de la perte de masse sèche [62].

Tout comme la chlorhexidine (CHX), le PVPA présente une affinité électrostatique pour le collagène. Cependant, l'utilisation du PVPA en tant qu'inhibiteur potentiel des MMP dans les protocoles de collage dentinaire pourrait présenter certains avantages par rapport à la CHX. En effet, le PVPA peut être efficacement immobilisé au sein des matrices de collagène grâce à l'emploi d'un agent réticulant, le 1-éthyl-3-(3-diméthylaminopropyl) carbodiimide (EDC) [63]. Ces observations laissent à penser que l'intégration du PVPA dans les systèmes adhésifs pourrait renforcer la durabilité des interfaces dentine-résine.

Actuellement, la littérature scientifique traitant spécifiquement des bisphosphonates comme inhibiteurs des MMP reste relativement limitée. Par conséquent, des études complémentaires devraient être menées afin d'évaluer de façon approfondie la dégradation à long terme des interfaces adhésives contenant du PVPA ou d'autres bisphosphonates.

4.2.1.4 Les composés d'ammonium quaternaire

D'autres molécules à caractère cationique, notamment les dérivés d'ammonium quaternaire, possèdent également une capacité inhibitrice des métalloprotéinases matricielles (MMP) présentes dans la dentine, contribuant ainsi à la stabilité à long terme de l'interface adhésive. Ces composés ammonium quaternaire, chargés positivement aux valeurs physiologiques du pH, se distinguent par une activité antimicrobienne marquée. Tout comme la chlorhexidine (CHX), ils présentent une nature cationique et une bonne solubilité dans l'eau. Toutefois, à la différence notable de la CHX, ils ne subissent pas de lessivage hors des interfaces collées.

Les composés méthacrylates d'ammonium quaternaire (QAM), par exemple, présentent une efficacité inhibitrice des MMP-9 solubles équivalente voire supérieure à celle du Galardin, empêchant presque intégralement la dégradation du collagène dans la dentine déminéralisée [62].

Parmi ces composés, certains méthacrylates d'ammonium quaternaire polymérisables, notamment le méthacrylate de diméthylaminododécyle (DMADDM), ont été intégrés dans les adhésifs auto-mordançant en raison de leur activité antimicrobienne associée à leur capacité à copolymériser efficacement avec les monomères adhésifs [64]. Différentes études expérimentales, à la fois *in vitro* et cliniques, ont d'ailleurs démontré que ces composés QAM, particulièrement le DMADDM incorporé au sein d'un adhésif, pouvaient inhiber efficacement l'activité collagénolytique des enzymes dans la couche hybride [64,65]. Parmi tous les méthacrylates d'ammonium quaternaire testés, le DMADDM apparaît comme étant actuellement le composé le plus performant [66].

Cependant, l'utilisation dans les composés de ces groupements d'ammonium quaternaire visant à exercer une activité anti-MMP directe au niveau des couches hybrides en vue d'améliorer la durabilité des liaisons résine-dentine nécessite encore des recherches approfondies.

Le chlorure de benzalkonium (BAC), constitué d'un mélange de chlorures d'alkylbenzyl-diméthylammonium présentant différentes longueurs de chaînes alkyles, constitue un agent tensioactif cationique employé pour ses propriétés antimicrobiennes [67].

L'incorporation de BAC dans des solutions de mordantage n'altère pas la force d'adhésion immédiate des systèmes adhésifs de type mordantage-rinçage, que ce soit au niveau de l'émail ou de la dentine.

Des études menées par Tezvergil-Mutluay *et al.* ont montré qu'une concentration de 0,5 % de BAC permettait l'inhibition complète des formes solubles des MMP-2, -8 et -9, conduisant à une diminution significative de la dégradation du collagène dans la dentine déminéralisée [68]. Cette efficacité serait liée à la forte affinité du BAC pour la dentine déminéralisée, permettant ainsi une rétention substantielle du composé même après rinçage, ce qui augmente la quantité disponible au sein de la couche hybride, lui permettant d'exercer pleinement ses propriétés anti-MMP. L'intérêt pour le BAC en tant qu'inhibiteur protéolytique dans le domaine du collage dentinaire est relativement récent mais des recherches sur la durabilité à long terme des interfaces adhésives traitées avec diverses concentrations de BAC dans des protocoles de mordantage-rinçage ont donné lieu à des résultats prometteurs [69].

4.2.2 Les agents de réticulation du collagène

4.2.2.1 Les différents agents

Bien que la chlorhexidine (CHX) soit connue pour son efficacité à inhiber à la fois les métalloprotéinases matricielles (MMP) et les cathepsines à cystéine, elle présente toutefois un inconvénient significatif lié à son potentiel de relargage progressif hors des couches hybrides sur une période de 18 à 24 mois [70,71].

Dans ce contexte, l'utilisation d'agents de réticulation du collagène apparaît comme une alternative particulièrement prometteuse, capable d'améliorer foncièrement la stabilité et la résistance du collagène face aux processus de dégradation dans la matrice dentinaire déminéralisée [71].

En effet, les réticulations covalentes induites par des agents chimiques externes génèrent des structures extrêmement stables et permettent également d'inhiber l'activité enzymatique des protéases dentinaires, soit en limitant la mobilité moléculaire du site actif enzymatique, soit en modifiant les groupes carboxyles négativement chargés en amides positivement chargés. Ainsi, le renforcement préalable des fibrilles collagéniques par un degré accru de réticulation pourrait augmenter la durabilité des interfaces adhésives résine-dentine.

Cette approche fondée sur la réticulation intermoléculaire pour consolider les fibrilles de collagène a été explorée dans une revue de littérature [72].

Étant donné l'importance d'obtenir un collagène avec une faible sensibilité à la biodégradation et doté de propriétés mécaniques renforcées, les agents de réticulation du collagène sont devenus des candidats prometteurs dans les protocoles adhésifs. Ainsi, différents agents tels que le glutaraldéhyde, les proanthocyanidines, la riboflavine, le carbodiimide, et dernièrement un monomère de polyuréthane modifié par siloxane (SPU) avec des modifications acrylate et siloxane qui se lient chimiquement au collagène et à l'hydroxyapatite de la dentine (proposé comme une alternative au bisphénol A-méthacrylate de glycidyle) ont été proposés afin de renforcer la stabilité mécanique et structurelle du collagène dentinaire [73,74].

Ceci conduit à la création d'un réseau matriciel dentinaire résistant, qui, après infiltration par les monomères résineux, permet d'obtenir une couche hybride durable [75]. De surcroît, ces molécules de réticulation amélioreraient aussi la résistance des matrices collagéniques peu ou non réticulées vis-à-vis des collagénases bactériennes, contribuant ainsi potentiellement à la pérennité des interfaces résine-dentine [75].

Malgré l'efficacité reconnue des agents de réticulation pour modifier chimiquement ou physiquement la matrice collagénique dentinaire, leur application clinique demeure néanmoins un enjeu majeur. En effet, même si les résultats obtenus jusqu'à présent s'avèrent prometteurs, plusieurs défis restent à relever avant que ces traitements puissent être intégrés à la pratique clinique courante.

Par exemple, le mécanisme réticulant du glutaraldéhyde, qui repose sur l'établissement de liaisons covalentes entre les groupes aminés du collagène et les groupements aldéhydes du réticulant, a été récemment exploré. Une étude a ainsi révélé une augmentation significative du module d'élasticité de la dentine mordancée après un traitement d'une minute par du glutaraldéhyde à 5,0 % [76]. Cette amélioration des propriétés mécaniques pourrait également conférer une résistance accrue à la dégradation de la liaison adhésive. Toutefois, malgré son efficacité démontrée, le glutaraldéhyde présente une toxicité élevée, ce qui limite considérablement ses applications cliniques potentielles [77].

Par ailleurs, l'extrait de pépins de raisin présente lui aussi une efficacité intéressante, entraînant notamment une augmentation notable de la force d'adhérence immédiate à la dentine même après une application de courte durée [78]. Toutefois, son utilisation clinique est encore limitée par un effet indésirable, à savoir une coloration brune persistante de la dentine.

La durabilité à long terme des forces d'adhésion générées par ce composé reste encore à confirmer par des études complémentaires.

L'utilisation de la riboflavine à faible concentration comme agent réticulant du collagène dentinaire a également été évaluée avec succès en combinaison avec une activation par irradiation UVA ou par la lumière bleue conventionnelle utilisée en odontologie [79]. Ces recherches ont permis de démontrer une inhibition efficace des métalloprotéinases matricielles (MMP) ainsi qu'une stabilisation notable des interfaces résine-dentine [80]. De surcroît, il a été observé une amélioration significative des propriétés mécaniques, une augmentation de la stabilité structurale et une résistance accrue à la dégradation enzymatique du collagène dentinaire traité par cette méthode [81].

Outre ces avantages fonctionnels, la riboflavine présente plusieurs bénéfices d'intérêt pratique pour des applications cliniques potentielles en dentisterie adhésive. En effet, cette molécule se distingue par sa biocompatibilité avérée, ainsi que par sa simplicité d'application et son activation aisée via la lumière bleue ou UVA déjà couramment utilisée en cabinet dentaire. Ces caractéristiques font de la riboflavine un candidat prometteur dans le développement de nouvelles stratégies adhésives visant à prolonger la durabilité des restaurations dentaires.

4.2.2.2 Exemple du carbodiimide

Le carbodiimide, plus précisément le 1-éthyl-3-(3-diméthylaminopropyl) carbodiimide (EDC), est un agent réticulant particulièrement intéressant en raison de sa faible cytotoxicité, qui a montré des résultats encourageants pour limiter la dégradation enzymatique du collagène dentinaire et maintenir les propriétés adhésives des interfaces résine-dentine sur le long terme, même après des durées d'application compatibles avec une utilisation clinique [82,83].

La molécule d'EDC se caractérise par un groupe fonctionnel spécifique dont la formule générale est $R-N=C=N-R$. Son mécanisme d'action implique une réaction chimique directe avec les groupements carboxyles ionisés des protéines, produisant un intermédiaire chimique instable qui réagit ensuite avec un groupe aminé libre situé sur une chaîne protéique voisine, permettant ainsi la formation d'une liaison amide covalente stable reliant ces deux protéines, avec pour seul sous-produit l'urée.

Cette classe particulière d'agents de réticulation exerce également une inhibition des protéases dentinaires en limitant la mobilité moléculaire de leur site actif, ou encore en transformant les groupes carboxyles initialement chargés négativement en groupements amides portant une charge positive. Cela permet de réduire l'activité des MMP et des cathepsines, d'améliorer la stabilité mécanique du réseau collagénique et de préserver la phase hybride sur le long terme.

De plus, l'EDC agit efficacement en induisant une réticulation des régions hélicoïdales et, plus particulièrement, des extrémités télopeptidiques des fibrilles de collagène. Il a ainsi la capacité d'empêcher l'action enzymatique des télopeptidases, qui, en temps normal, éliminent ces extrémités volumineuses des molécules de collagène et exposent ainsi les sites spécifiques aux collagénases [84]. Par ailleurs, l'augmentation de la rigidité du réseau collagénique induite par l'EDC entrave la capacité des métalloprotéinases matricielles (MMP) à dérouler (« unfolding ») la triple hélice du collagène, processus indispensable pour permettre l'accès des peptides aux sites catalytiques des enzymes protéolytiques [85]. En bloquant ce déroulement, l'activité catalytique des MMP est donc efficacement inhibée, préservant ainsi l'intégrité structurale et mécanique du collagène dentinaire et contribuant à la durabilité de la liaison adhésive.

Dans une étude récente menée par Mazzoni *et al*, il a été mis en évidence que le prétraitement de la dentine à l'aide d'une solution d'EDC à concentration de 0,3 M améliore significativement la durabilité et l'intégrité structurale des interfaces résine-dentine sur une période d'un an [86]. Cette amélioration a été observée après l'application de deux systèmes adhésifs différents de type mordantage total. Par ailleurs, cette même étude a évalué par analyse zymographique l'effet inhibiteur de l'EDC 0,3 M sur les métalloprotéinases matricielles (MMP) de la dentine, montrant que ce prétraitement était capable d'inactiver intégralement l'activité des gélatinases dentinaires [86].

4.2.3 Collage humide à l'éthanol

Afin de prévenir la détérioration progressive des interfaces résine-dentine, une stratégie alternative fondée sur la technique du collage humide à l'éthanol (« ethanol wet-bonding ») associée à des systèmes adhésifs hydrophobes de type mordantage-rinçage a été suggérée [87]. En effet, les adhésifs contemporains hydrophiles utilisés dans les systèmes mordantage-rinçage conventionnels génèrent une quantité importante d'eau résiduelle dans la couche hybride, ce qui entraîne une porosité accrue de la matrice collagénique lors de l'évaporation des solvants, ainsi qu'une infiltration imparfaite des monomères hydrophobes.

En traitant préalablement la matrice de collagène saturée d'eau avec de l'éthanol, l'eau est efficacement extraite de la matrice, empêchant ainsi la séparation des phases observée généralement avec des monomères hydrophobes, tels que le Bis-GMA, et facilitant leur pénétration optimale dans la matrice collagénique. La présence accrue de ces monomères hydrophobes limite considérablement la sorption et la solubilité en eau, tout en réduisant l'effet de plastification des résines.

Une étude de Sauro *et al*/ utilisant la microscopie confocale laser à deux photons ainsi que l'analyse micro-spectroscopique Raman ont démontré que l'utilisation de cette approche du collage humide à l'éthanol permet d'obtenir une distribution relativement uniforme des résines hydrophobes à travers la couche hybride [88]. Une analyse comparative des couches hybrides obtenues avec des adhésifs commerciaux de type mordantage-rinçage, appliqués selon les techniques de collage humide à l'eau ou à l'éthanol, révèle que cette dernière méthode permet de réduire sensiblement la micro perméabilité aux traceurs fluorescents au sein de la couche hybride [89].

Toutefois, il convient de noter que l'élimination imparfaite de l'éthanol au sein des matrices polymérisées obtenues avec des adhésifs hydrophiles pourrait accroître leur vulnérabilité à la sorption hydrique, comparativement aux matrices polymérisées issues de résines strictement hydrophobes.

4.2.4 Effets du carbodiimide combiné à un pré-traitement de liaison humide à l'éthanol

Les effets synergiques du carbodiimide et de l'éthanol permettent d'améliorer significativement la durabilité des interfaces dentine-adhésif. En effet, le carbodiimide stabilise les fibres de collagène en formant des liaisons covalentes, tandis que l'éthanol réduit la teneur en eau dans la matrice collagénique ce qui va permettre une meilleure réticulation chimique par le carbodiimide.

On notera une meilleure imprégnation de l'adhésif puisque l'éthanol rend la matrice collagénique plus accessible aux monomères hydrophobes de la résine adhésive. De plus, le carbodiimide protège les fibres de collagène non infiltrées en réduisant leur susceptibilité à la dégradation enzymatique.

La matrice collagénique stabilisée par le carbodiimide devient alors moins sensible à l'hydrolyse et à la dégradation enzymatique, il y a une meilleure pénétration des monomères de résine grâce au traitement à l'éthanol qui augmente la résistance mécanique et réduit la formation de micro-fuites entraînant une préservation à long terme de la phase hybride.

Les avantages cliniques sont nombreux : augmentation de la durabilité de la liaison entre la dentine et les matériaux adhésifs, réduction des échecs cliniques liés à la dégradation de la phase hybride ainsi qu'une meilleure résistance mécanique des futures restaurations [90].

Cependant, il existe des limites à cette technique puisqu'elle exige une maîtrise parfaite des protocoles cliniques car un surdosage en éthanol peut entraîner une surdéshydratation du collagène. Le temps d'application de ce carbodiimide peut être une contrainte dans les pratiques cliniques courantes. L'utilisation du carbodiimide combinée à un pré-traitement à l'éthanol représente une avancée significative pour améliorer la durabilité des restaurations adhésives. Cette approche offre une solution prometteuse pour contrer la dégradation enzymatique et l'hydrolyse de la phase hybride, mais elle nécessite une exécution technique précise pour garantir son efficacité optimale.

Au fil des décennies, les systèmes adhésifs dentaires ont connu des avancées notables tant sur le plan de leur interaction avec les substrats dentinaires que dans l'évolution de leur composition chimique et des protocoles d'application. Néanmoins, garantir la durabilité à long terme de l'interface adhésive demeure un enjeu majeur en dentisterie restauratrice. Les stratégies d'optimisation évoquées dans cette revue s'inscrivent dans une volonté d'améliorer les performances des systèmes de collage, notamment en ciblant les mécanismes de dégradation enzymatique et hydrolytique, en consolidant la stabilité de la force d'adhésion au fil du temps, et en intégrant des composants bioactifs innovants capables de renforcer la résilience de l'interface collée.

Dans ce contexte, l'émergence de matériaux biosourcés offre un potentiel considérable. Ces biomatériaux de nouvelle génération, issus de ressources renouvelables d'origine biologique (tels que les polymères naturels, la propolis, les huiles végétales, les extraits phytochimiques, les résines naturelles ou encore divers composés bioactifs) se distinguent par leur biocompatibilité, leur résistance accrue et leurs propriétés fonctionnelles multiples [64].

Toutefois, les études disponibles à ce jour demeurent essentiellement limitées à des expérimentations *in vitro* ou *in situ* sur de courtes périodes. Bien que les résultats obtenus en laboratoire soient prometteurs, une validation rigoureuse par le biais d'études cliniques longitudinales s'impose, en particulier sur une diversité de substrats dentinaires (sains, cariés, abrasés ou sclérosés) et dans les conditions complexes du milieu buccal. Seule une telle démarche permettra de confirmer la robustesse des performances observées et de consolider les fondements scientifiques de leur application clinique.

4.2.5 Reminéralisation par biomimétisme

Récemment, plusieurs approches prometteuses visant la régénération des tissus dentaires ont été décrites dans la littérature scientifique. Parmi ces approches, la minéralisation biomimétique constitue une stratégie expérimentale innovante, reposant sur des principes issus de la nanotechnologie afin de reproduire le processus naturel de biominéralisation [91]. Concrètement, cette méthode vise à remplacer l'eau présente au sein des zones insuffisamment infiltrées en résine de la couche hybride par des cristaux d'apatite de taille nanométrique.

Ces nanocristaux sont suffisamment fins pour s'intégrer précisément aux espaces inter- et intrafibrillaires du réseau de collagène, contribuant ainsi à une reminéralisation efficace des interfaces résine-dentine. Lors des études menées, les échantillons ont été placés dans des solutions reminéralisantes enrichies en précurseurs biomimétiques solubilisés, permettant une reminéralisation progressive induite par un mécanisme de diffusion latérale. Actuellement, cette stratégie prometteuse, démontrée expérimentalement en laboratoire comme preuve de concept, est en phase de développement en vue d'une éventuelle application clinique [91].

Au-delà de leur utilisation directe sur les tissus dentaires, les nanoparticules ont été largement exploitées pour optimiser les propriétés mécaniques des composites dentaires. Elles contribuent à renforcer l'adhésion au substrat, à améliorer l'ancrage au sein des structures dentinaires et à réduire les forces de friction, favorisant ainsi la durabilité et la performance clinique des restaurations [92]. Leur dimension nanométrique leur confère une capacité de diffusion accrue au sein des lésions profondes, tout en permettant une diminution significative de la porosité des composites, ce qui se traduit par une élévation notable de leur résistance mécanique.

Par ailleurs, le rapport surface/volume particulièrement élevé de ces nanomatériaux induit une bioactivité amplifiée, facilitant les phénomènes de liaison et d'intégration aux tissus environnants, tout en intensifiant leur activité antimicrobienne. Cette configuration favorise également la mise en œuvre de systèmes de libération contrôlée de molécules bioactives encapsulées (agents thérapeutiques ou facteurs de croissance) permettant une administration localisée, ciblée et plus efficiente, adaptée aux exigences de traitements spécifiques et mini-invasifs.

Parmi les nanomatériaux à l'étude, un système micellaire à base de polymères amphiphiles a été élaboré pour encapsuler du triclosan en tant qu'agent antimicrobien, associé à de la diphosphosérine et du pyrophosphate jouant le rôle d'agents de liaison aux structures dentaires. Par ailleurs, les nanoparticules de fluorure d'argent constituent un autre exemple pertinent : grâce à leur surface spécifique élevée, les ions argent présentent une interaction renforcée avec *Streptococcus mutans*, augmentant ainsi leur efficacité antimicrobienne. En complément, le fluorure libéré induit la formation de fluorapatite (FA), une phase cristalline plus stable que l'hydroxyapatite (HA), en raison d'un pH critique plus bas, ce qui renforce sa résistance à la déminéralisation acide (Fig.13) [92].

De plus, le fluorure de sodium a été intégré dans une matrice de chitosane, un polymère naturel aux propriétés intrinsèques antibactériennes contre *S. mutans*, permettant une libération optimisée du fluorure. Enfin, une formulation hybride innovante combinant fluorure d'argent et chitosane a été développée, tirant parti de l'ensemble des avantages précédemment évoqués, tant sur le plan de l'efficacité antimicrobienne que de la reminéralisation ciblée des tissus dentaires altérés.

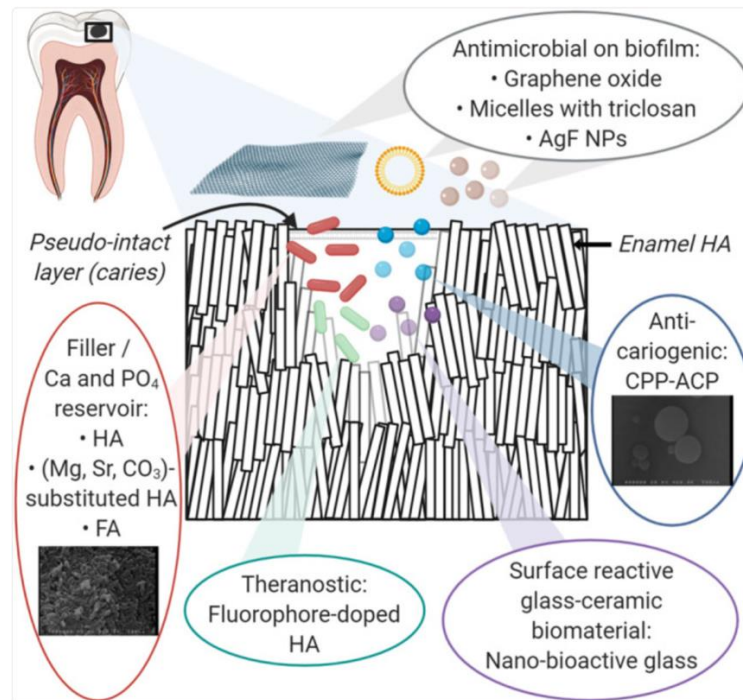


Figure 13: schéma des différents nanomatériaux pouvant être utilisés dans le traitement par reminéralisation [92].

Avec la reminéralisation par biomimétisme, d'autres nanomatériaux spécifiquement conçus pour les applications odontologiques sont appelés à émerger dans un avenir proche, promettant des bénéfices technologiques et cliniques supplémentaires par rapport aux matériaux dentaires conventionnels actuellement utilisés.

4.2.6 Protéine de moule à l'étude

Une étude sur le byssus *Mytilus edulis*, plus communément appelée moule, a décrit ce byssus en deux parties : les fils et les plaques adhésives. Sa structure macromoléculaire a pu mettre en évidence que les collagènes présents dans le byssus sont six fois plus résistants que le tendon d'Achille humain [93].

La plaque adhésive se constitue à partir de l'accumulation de protéines sécrétées par le pied de la moule. Après leur synthèse, ces protéines sont libérées et s'assemblent pour former une structure de fixation sous-marine particulièrement solide. Non toxiques, biodégradables et faiblement immunogènes, elles suscitent un intérêt considérable dans les domaines environnemental, médical et industriel.

De plus, ces protéines adhésives, couramment désignées sous l'acronyme « MFP » (pour « mussel foot proteins »), constituent un sujet d'étude prometteur pour le développement de solutions éco-responsables et biocompatibles. Elles présentent un acide aminé nommé dopa et qui est à l'origine de l'adhésion [94].

La dopa présente dans les MFP se distingue par sa capacité à engendrer une grande variété d'interactions avec différents substrats, parmi lesquelles on compte notamment la liaison hydrogène forte, la liaison covalente métal-catéchol, la réticulation oxydative, les interactions $\pi - \pi / \pi$ -cation et les interactions électrostatiques.

De plus, la liaison hydrogène forte et la liaison covalente métal-catéchol sont généralement considérées comme les principaux mécanismes à l'origine des propriétés d'adhérence en milieu humide conférées par les MFP, tandis que la réticulation oxydative intervient de manière déterminante dans le durcissement du byssus (Fig. 14) [94].

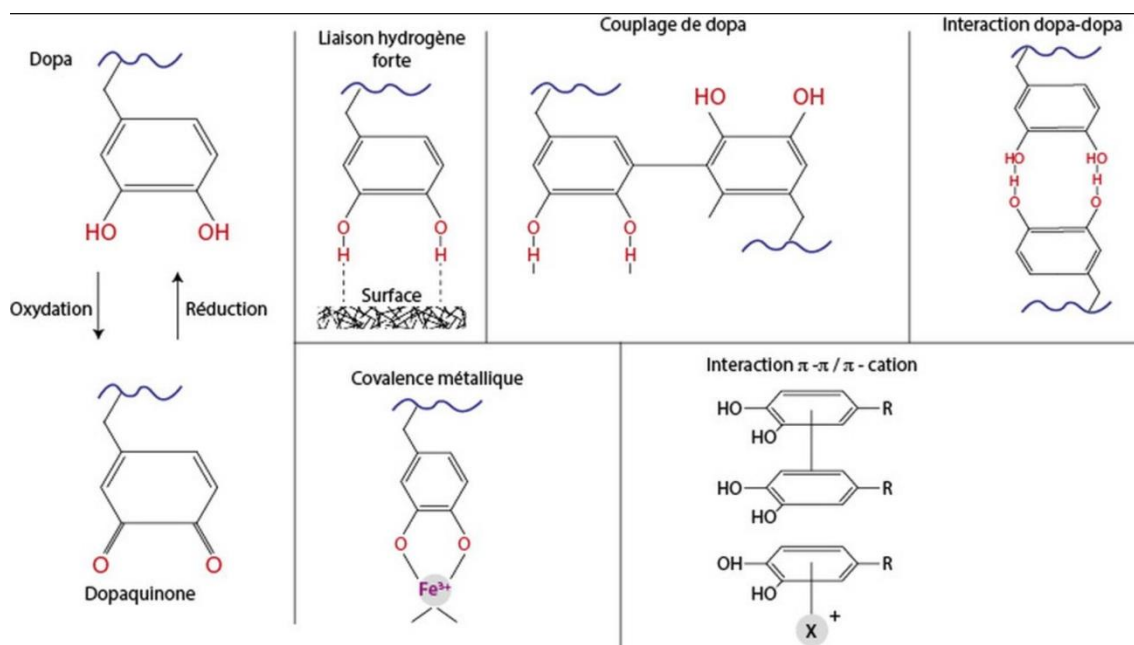


Figure 14: schéma des interactions chimiques produites par la dopa [95].

Concernant son application clinique, des tests de compression ont été réalisés afin de comparer les résistances au cisaillement entre des primaires conventionnels et des primaires inspirés de MFP. La résistance a été évaluée sur du mica, du verre et de l'émail dentaire (Fig. 15) [96].

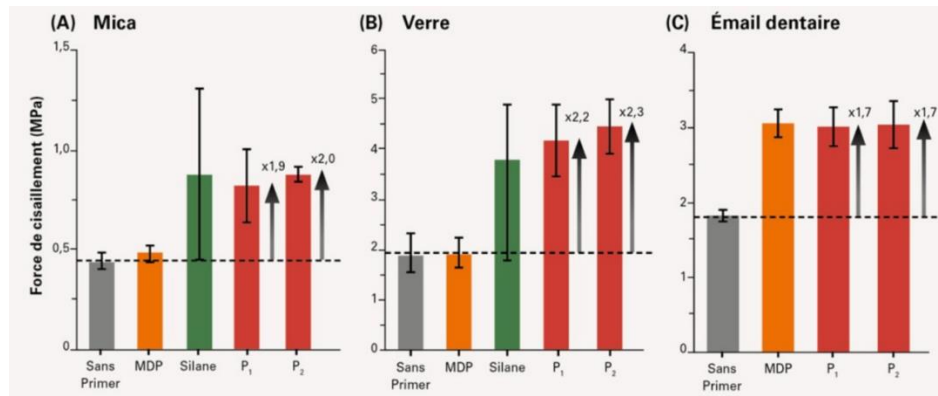


Figure 15: graphiques représentant les résistances au cisaillement par recouvrement du composite sur le verre, le mica et l'émail dentaire traités par différents adhésifs [95].

Il a été observé une amélioration des propriétés mécaniques qui s'explique par l'abondance de liaisons chimiques dites « sacrificielles », qui favorisent une dissipation progressive de l'énergie par rupture graduelle, contrairement aux liaisons covalentes, plus rigides et sujettes à une rupture brutale. Il en résulte une augmentation de la rigidité du composite, tout en conservant une meilleure capacité de déformation au moment de la rupture [97].

Les travaux de recherche se focalisent tout d'abord sur les propriétés anti-encrassement du joint dento-prothétique. L'intégration de réactifs secondaires au sein de ce joint pourrait en effet prolonger son intégrité, améliorer le suivi clinique des restaurations et prévenir l'apparition d'une coloration inesthétique à long terme.

Un second axe de recherche vise à évaluer les performances adhésives de systèmes de collage mettant à profit la dopa, notamment sur la céramique en disilicate de lithium. Rappelons que la puissante adhésion des moules s'explique par la présence de groupements catéchols, qui confèrent une fixation remarquablement robuste sur pratiquement tout type de substrat (organique ou inorganique), même s'il n'a pas été nettoyé et qu'il se trouve en immersion.

La dopa pourrait dès lors être incorporée dans un primaire universel, assurant une force de liaison au moins équivalente à celle des primaires conventionnels. Avec un tel système, l'attaque acide ne serait plus requise, les composites gagneraient en performance et en biocompatibilité, et l'adhérence sur la restauration s'en trouverait considérablement renforcée.

Conclusion

Le vieillissement du joint de collage est au cœur des thérapeutiques restauratrices en dentisterie. A travers ce mémoire, nous avons pu voir les éléments qui engendraient sa détérioration et à l'inverse, les différentes solutions qui permettaient de réduire sa dégradation.

Il s'agit d'un sujet en constante évolution étant donné les avancées technologiques et scientifiques dans ce domaine.

L'intégration de nouvelles approches telles que l'utilisation d'inhibiteurs, de monomères fonctionnels ou encore de protéine issue du vivant ouvre des perspectives pour augmenter la durabilité de l'interface adhésive.

Une approche synergique alliant compréhension des processus de dégradation, innovation scientifique et exigence clinique permettra d'assurer la pérennité d'une restauration adhésive et ainsi de lutter contre le vieillissement du joint de collage.

Bibliographie :

1. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215-35.
2. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol*. 1993;4(5):679-728.
3. Mokeem LS, Garcia IM, Melo MA. Degradation and failure phenomena at the dentin bonding interface. *Biomedicines*. 2023;11(5):1256.
4. 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*. 2016;32(2):e41-53.
5. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16(3):265-73.
6. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol*. 1996;41(5):401-12.
7. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2010;26(2):e24-37.
8. Li Y, Shao B, Liu Z. Adhesive damage of class V restorations under shrinkage stress and occlusal forces using cohesive zone modeling. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2025;163:106880.
9. Singh V, Parthasarathy R, Ye Q, Spencer P, Misra A. Scale dependent nanomechanical properties of dentin adhesive and adhesive-collagen composite. *Front Dent Med*. 2024;5:1423461.
10. Cuevas-Suárez CE, da Rosa WL de O, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding performance of universal adhesives: an updated systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2019;21(1):7-26.
11. Yu F, Luo ML, Xu RC, Huang L, Zhou W, Li J, et al. Evaluation of a collagen-reactive monomer with advanced bonding durability. *J Dent Res*.

12. Dhanpal P, Yiu CKY, King NM, Tay FR, Hiraishi N. Effect of temperature on water sorption and solubility of dental adhesive resins. *J Dent*. 2009;37(2):122-32.
13. Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2017;33(11):1192-204.
14. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *IJED*. 2015;10(3):392-413.
15. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005;21(10):962-70.
16. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016;32(1):54-64.
17. Comba A, Baldi A, Michelotto Tempesta R, Cedrone A, Carpegna G, Mazzoni A, et al. Effect of er:yag and burs on coronal dentin bond strength stability. *J Adhes Dent*. 2019;21(4):329-35.
18. Checchi V, Maravic T, Bellini P, Generali L, Consolo U, Breschi L, et al. The role of matrix metalloproteinases in periodontal disease. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(14):4923.
19. Carrilho MR, Scaffa P, Oliveira V, Tjäderhane L, Tersariol IL, Pashley DH, et al. Insights into cathepsin-B activity in mature dentin matrix. *Arch Oral Biol*. 2020;117:104830.
20. Tersariol IL, Geraldeli S, Minciotti CL, Nascimento FD, Pääkkönen V, Martins MT, et al. Cysteine cathepsins in human dentin-pulp complex. *J Endod*. 2010;36(3):475-81.
21. Nascimento FD, Minciotti CL, Geraldeli S, Carrilho MR, Pashley DH, Tay FR, et al. Cysteine cathepsins in human carious dentin. *J Dent Res*. 2011;90(4):506-11.
22. Massé L, Etienne O, Noirrit-Esclassan E, Bailleul-Forestier I, Garot E. Dentine disorders and adhesive treatments: a systematic review. *J Dent*. 2021;109:103654.
23. Miao C, Yang X, Wong MC, Zou J, Zhou X, Li C, et al. Rubber dam

isolation for restorative treatment in dental patients. *Cochrane Database Syst Rev.* 2021;5(5):CD009858.

24. Shin TP, Yao X, Huenergardt R, Walker MP, Wang Y. Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25(8):1050-7.
25. Mutluay MM, Yahyazadehfar M, Ryou H, Majd H, Do D, Arola D. Fatigue of the resin–dentin interface: a new approach for evaluating the durability of dentin bonds. *Dent Mater.* 2013;29(4):437-49.
26. Jafer MA, Qadiri AA, Mtwam NA, Hakami AH, Mowkly AA, Bhandi S, et al. Influence of human and bacterial enzymes on resin restorations: a review. *J Contemp Dent Pract.* 2022;23(3):371-7.
27. Huang B, Sadeghinejad L, Adebayo OIA, Ma D, Xiao Y, Siqueira WL, et al. Gene expression and protein synthesis of esterase from *Streptococcus mutans* are affected by biodegradation by-product from methacrylate resin composites and adhesives. *Acta Biomater.* 2018;81:158-68.
28. Vilde T, Stewart CA, Finer Y. Simulating the intraoral aging of dental bonding agents: a narrative review. *Dent J.* 2022;10(1):13.
29. Stewart CA, Finer Y. Biostable, antidegradative and antimicrobial restorative systems based on host-biomaterials and microbial interactions. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2019;35(1):36-52.
30. Hardan L, Devoto W, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Lukomska-Szymanska M, Fernández-Barrera MÁ, et al. Immediate dentin sealing for adhesive cementation of indirect restorations: a systematic review and meta-analysis. *Gels Basel Switz.* 2022;8(3):175.
31. Menon K, Vijayaraghavan S, Dhanyakumar NM. Comparative evaluation of the effect of 37% orthophosphoric acid pre-etching on the microtensile enamel bond strength using universal adhesive and two-step self-etch adhesive systems - an in vitro study. *J Conserv Dent Endod.* 2023;26(6):671-6.
32. Jing D, Wang L. Effect of chlorhexidine on the bonding effect of an etch-and-rinse adhesive to pretreatment dentin. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2023;(7):146-55.
33. Kalagi S, Feitosa SA, Münchow EA, Martins VM, Karczewski AE, Cook NB, et al. Chlorhexidine-modified nanotubes and their effects on the polymerization and bonding performance of a dental adhesive. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2020;36(5):687-97.

34. Brackett MG, Tay FR, Brackett WW, Dib A, Dipp FA, Mai S, et al. In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Oper Dent*. 2009;34(4):379-83.
35. Breschi L, Maravic T, Comba A, Cunha SR, Loguercio AD, Reis A, et al. Chlorhexidine preserves the hybrid layer in vitro after 10-years aging. *Dent Mater*. 2020;36(5):672-80.
36. Saikaew P, Sattabanasuk V, Harnirattisai C, Chowdhury AFMA, Carvalho R, Sano H. Role of the smear layer in adhesive dentistry and the clinical applications to improve bonding performance. *Jpn Dent Sci Rev*. 2022;58:59-66.
37. Saikaew P, Matsumoto M, Sattabanasuk V, Harnirattisai C, Carvalho RM, Sano H. Ultra-morphological characteristics of dentin surfaces after different preparations and treatments. *Eur J Oral Sci*. 2020;128(3):246-54.
38. Saikaew P, Senawongse P, Chowdhury AA, Sano H, Harnirattisai C. Effect of smear layer and surface roughness on resin-dentin bond strength of self-etching adhesives. *Dent Mater J*. 2018;37(6):973-80.
39. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2001;17(2):122-6.
40. Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Chen C, Xie H, et al. Chemical affinity of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate to dental zirconia: effects of molecular structure and solvents. *Dent Mater*. 2017;33(12):e415-27.
41. Fehrenbach J, Isolan CP, Münchow EA. Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater*. 2021;37(10):1463-85.
42. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater*. 2013;29(8):888-97.
43. Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. *Dent Mater*. 2018;34(7):1072-81.
44. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent*. 2020;22(1):7-34.

45. Cadenaro M, Josic U, Maravić T, Mazzitelli C, Marchesi G, Mancuso E, et al. Progress in dental adhesive materials. *J Dent Res*. 2023;102(3):254-62.
46. Sebold M, Giannini M, André CB, Sahadi BO, Maravic T, Josic U, et al. Bonding interface and dentin enzymatic activity of two universal adhesives applied following different etching approaches. *Dent Mater*. 2022;38(6):907-23.
47. Madeira L, Weber KR, Carpenedo N, Zhang Y, Porto TS, Meira JBC, et al. Effect of elastic gradients on the fracture resistance of tri-layer restorative systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2024;40(11):1862-71.
48. Stape THS, Seseogullari-Dirihan R, Tjäderhane L, Abuna G, Martins LRM, Tezvergil-Mutluay A. A novel dry-bonding approach to reduce collagen degradation and optimize resin-dentin interfaces. *Sci Rep*. 2018;8:16890.
49. Yang H, Guo J, Deng D, Chen Z, Huang C. Effect of adjunctive application of epigallocatechin-3-gallate and ethanol-wet bonding on adhesive-dentin bonds. *J Dent*. 2016;44:44-9.
50. 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*. 2013;29(10):1055-62.
51. Stape THS, Tjäderhane L, Tezvergil-Mutluay A, Yanikian CRF, Szesz AL, Loguercio AD, et al. Dentin bond optimization using the dimethyl sulfoxide-wet bonding strategy: a 2-year in vitro study. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016;32(12):1472-81.
52. Cognard J. Science et technologie du collage 1ère édition. EPFL Press. 2003.
53. Lehmann N. Dégradation du joint collé à l'interface adhésif/dent : données scientifiques et moyens de prévention. *Réal Clin*. 2023 ;34(4):52-61.
54. Paula AB, Toste D, Marinho A, Amaro I, Marto C-M, Coelho A, et al. Once resin composites and dental sealants release bisphenol-A, how might this affect our clinical management?-A systematic review. *Int J Environ Res Public Health*. 2019;16(9):1627.
55. Ismail HS, Ali AI, Elawsya ME. Influence of curing mode and aging on the bonding performance of universal adhesives in coronal and root dentin. *BMC Oral Health*. 2024;24:1188.

56. Breschi L, Martin P, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Tjäderhane L, et al. Use of a specific MMP-inhibitor (galardin) for preservation of hybrid layer. *Dent Mater*. 2010;26(6):571-8.
57. Luchian I, Goriuc A, Sandu D, Covasa M. The role of matrix metalloproteinases (MMP-8, MMP-9, MMP-13) in periodontal and peri-implant pathological processes. *Int J Mol Sci*. 2022;23(3):1806.
58. Toledano M, Vallecillo-Rivas M, Aguilera FS, Osorio MT, Osorio E, Osorio R. Polymeric zinc-doped nanoparticles for high performance in restorative dentistry. *J Dent*. 2021;107:103616.
59. Lingling J, Qianbing W. Progress on matrix metalloproteinase inhibitors. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi West China J Stomatol*. 2017;35(2):208-14.
60. Heikkilä P, Teronen O, Moilanen M, Kontinen YT, Hanemaaijer R, Laitinen M, et al. Bisphosphonates inhibit stromelysin-1 (MMP-3), matrix metalloelastase (MMP-12), collagenase-3 (MMP-13) and enamelysin (MMP-20), but not urokinase-type plasminogen activator, and diminish invasion and migration of human malignant and endothelial cell lines. *Anticancer Drugs*. 2002;13(3):245-54.
61. Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Hoshika T, Tay FR, Pashley DH. The inhibitory effect of polyvinylphosphonic acid on functional matrix metalloproteinase activities in human demineralized dentin. *Acta Biomater*. 2010;6(10):4136-42.
62. Gu L-S, Kim YK, Liu Y, Takahashi K, Arun S, Wimmer CE, et al. Immobilization of a phosphonated analog of matrix phosphoproteins within cross-linked collagen as a templating mechanism for biomimetic mineralization. *Acta Biomater*. 2011;7(1):268-77.
63. Porto ICC de M, Lôbo T de LGF, Rodrigues RF, Lins RBE, Silva MAB da. Insight into the development of versatile dentin bonding agents to increase the durability of the bonding interface. *Front Dent Med*. 2023;4:1127368.
64. Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Mazzoni A, Carvalho RM, Carrilho M, Tersariol IL, et al. Can quaternary ammonium methacrylates inhibit matrix MMPs and cathepsins? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2015;31(2):e25-32.
65. Li F, Majd H, Weir MD, Arola DD, Xu HHK. Inhibition of matrix metalloproteinase activity in human dentin via novel antibacterial monomer. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2015;31(3):284-92.
66. Arias-Moliz MT, Ruiz-Linares M, Cassar G, Ferrer-Luque CM, Baca P,

- Ordinola-Zapata R, et al. The effect of benzalkonium chloride additions to AH Plus sealer. Antimicrobial, physical and chemical properties. *J Dent*. 2015;43(7):846-54.
67. Tezvergil-Mutluay A, Mutluay MM, Gu L-S, Zhang K, Agee KA, Carvalho RM, et al. The anti-MMP activity of benzalkonium chloride. *J Dent*. 2011;39(1):57-64.
 68. Sabatini C, Ortiz PA, Pashley DH. Preservation of resin-dentin interfaces treated with benzalkonium chloride adhesive blends. *Eur J Oral Sci*. 2015;123(2):108-15.
 69. Follak AC, Miotti LL, Lenzi TL, Rocha R de O, Soares FZM. Self-etch approach of universal adhesives as an alternative to minimize bond degradation on sound dentin vs caries-affected dentin over time. *J Adhes Dent*. 2021;23(3):243-52.
 70. Leme-Kraus AA, Aydin B, Vidal CMP, Phansalkar RM, Nam JW, McAlpine J, et al. Biostability of the proanthocyanidins-dentin complex and adhesion studies. *J Dent Res*. 2017;96(4):406-12.
 71. Balalaie A, Rezvani MB, Mohammadi Basir M. Dual function of proanthocyanidins as both MMP inhibitor and crosslinker in dentin biomodification: a literature review. *Dent Mater J*. 2018;37(2):173-82.
 72. Wang HM, Li KX, Tian ZL, Zhu YL, Liu XY, Yang SH, et al. New monomer capable of dual chemical binding with dentin to improve bonding durability. *J Dent Res*. 2024;103(8):820-9.
 73. Liu X, Zhou J, Chen L, Yang Y, Tan J. UVA-activated riboflavin improves the strength of human dentin. *J Oral Sci*. 2015;57(3):229-34.
 74. Chen H, Sun G, Wang H, Yu S, Tian Z, Zhu S. Effect of collagen cross-linkers on dentin bond strength: a systematic review and network meta-analysis. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:1100894.
 75. Venigalla BS, Jyothi P, Kamishetty S, Reddy S, Cherukupalli RC, Reddy DA. Resin bond strength to water versus ethanol-saturated human dentin pretreated with three different cross-linking agents. *J Conserv Dent*. 2016;19(6):555-9.
 76. Scheffel DLS, Hebling J, Scheffel RH, Agee KA, Cadenaro M, Turco G, et al. Stabilization of dentin matrix after cross-linking treatments, in vitro. *Dent Mater Off éééPubl Acad Dent Mater*. 2014;30(2):227-33.

77. Bedran-Russo AKB, Pashley DH, Agee K, Drummond JL, Miescke KJ. Changes in stiffness of demineralized dentin following application of collagen crosslinkers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;86(2):330-4.
78. Fang M, Liu R, Xiao Y, Li F, Wang D, Hou R, et al. Biomodification to dentin by a natural crosslinker improved the resin-dentin bonds. *J Dent.* 2012;40(6):458-66.
79. Liu X, Zhou J, Chen L, Yang Y, Tan J. UVA-activated riboflavin improves the strength of human dentin. *J Oral Sci.* 2015;57(3):229-34.
80. Fu C, Deng S, Koneski I, Awad MM, Akram Z, Matinlinna J, et al. Multiscale in-vitro analysis of photo-activated riboflavin incorporated in an experimental universal adhesive. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;112:104082.
81. Seseogullari-Dirihan R, Tjäderhane L, Pashley DH, Tezvergil-Mutluay A. Effect of ultraviolet A-induced crosslinking on dentin collagen matrix. *Dent Mater.* 2015;31(10):1225-31.
82. Singh P, Nagpal R, Singh UP, Manuja N. Effect of carbodiimide on the structural stability of resin/dentin interface. *J Conserv Dent JCD.* 2016;19(6):501-9.
83. Mazzoni A, Angeloni V, Apolonio FM, Scotti N, Tjäderhane L, Tezvergil-Mutluay A, et al. Effect of carbodiimide (EDC) on the bond stability of etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2013;29(10):1040-7.
84. Tezvergil-Mutluay A, Mutluay MM, Agee KA, Seseogullari-Dirihan R, Hoshika T, Cadenaro M, et al. Carbodiimide cross-linking inactivates soluble and matrix-bound MMPs, in vitro. *J Dent Res.* 2012;91(2):192-6.
85. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol ILS, Geraldini S, et al. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2013;29(1):116-35.
86. Mazzoni A, Angeloni V, Comba A, Maravic T, Cadenaro M, Tezvergil-Mutluay A, et al. Cross-linking effect on dentin bond strength and MMPs activity. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2018;34(2):288-95.
87. Yu J, Zhao Y, Shen Y, Yao C, Guo J, Yang H, et al. Enhancing adhesive-dentin interface stability of primary teeth: From ethanol wet-bonding to plant-derived polyphenol application. *J Dent.* 2022;126:104285.

88. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Miyake K, Huffman BP, Tay FR, et al. Two-photon laser confocal microscopy of micropermeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;90(1):327-37.
89. Ayar MK. A review of ethanol wet-bonding: principles and techniques. *Eur J Dent*. 2016;10(1):155-9.
90. Maravic T, Mancuso E, Comba A, Checchi V, Generali L, Mazzitelli C, et al. Dentin cross-linking effect of carbodiimide after 5 years. *J Dent Res*. 2021;100(10):1090-8.
91. Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine. *Biomaterials*. 2008;29(8):1127-37.
92. Mok ZH, Proctor G, Thanou M. Emerging nanomaterials for dental treatments. *Emerging Topics in Life Sciences*. 2020;4(6):613.
93. Silverman HG, Roberto FF. Understanding marine mussel adhesion. *Mar Biotechnol N Y N*. 2007;9(6):661-81.
94. Guo Q, Chen J, Wang J, Zeng H, Yu J. Recent progress in synthesis and application of mussel-inspired adhesives. *Nanoscale*. 2020;12(3):1307-24.
95. Lorilleux A, Piskorski G, Béhin P, Boitelle P. Adhésif à base de protéines de moule : fonctionnement, application et perspectives en chirurgie dentaire. *Biomatériaux cliniques*. 2022;7(1):20-6
96. Seo S, Lee DW, Ahn JS, Cunha K, Filippidi E, Ju SW, et al. Significant performance enhancement of polymer resins by bioinspired dynamic bonding. *Adv Mater Deerfield Beach Fla*. 2017;29(39):e1703026
97. Shin E, Ju SW, An L, Ahn E, Ahn J-S, Kim B-S, et al. Bioinspired catecholic primers for rigid and ductile dental resin composites. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2018;10(2):1520-7.

Table des figures

Figure 1 : schéma de la couche hybride [4].....	23
Figure 2 : schéma personnel regroupant les facteurs de vieillissement et de dégradation du joint de collage (iconographie personnelle)	39
Figure 3: schéma de la formation du BisHPP après hydrolyse du BisGMA [24].	41
Figure 4: test de résistance à la rupture [25].	44
Figure 5: mordantage sélectif de l'émail (iconographie personnelle).	49
Figure 6 : graphique représentant la quantification de l'activité collagénolytique dans les interfaces résine-dentine des deux groupes testés [35].	52
Figure 7 : schéma de la couche de smear layer traitée avec un adhésif automordançant (a). Couche de smear layer couvrant la surface de la dentine après la préparation de la dent (b). Après avoir été traitée avec un adhésif automordançant, la couche de smear a été partiellement déminéralisée et le collagène superficiel a été exposé (c). Après polymérisation de la résine, la couche de smear layer résiduelle a été incorporée dans la couche de smear hybridée entre la couche adhésive et la couche hybride [37].	53
Figure 8: représentation schématique du mécanisme d'interaction entre le 10-MDP et l'hydroxyapatite (HAp) [46].	59
Figure 9: photopolymérisation flash avec élimination des excès à la sonde [54].	65
Figure 10: élimination des excès à la microbrush puis photopolymérisation pour préserver le joint [54].	65
Figure 11: photopolymérisation après application d'un gel de glycérine (iconographie personnelle).	66
Figure 12 : moyens de prévention et solutions cliniques pour limiter la dégradation du joint de collage (iconographie personnelle)	69
Figure 13: schéma des différents nanomatériaux pouvant être utilisés dans le traitement par reminéralisation [92].	87
Figure 14: schéma des interactions chimiques produites par la dopa [95].	89
Figure 15: graphiques représentant les résistances au cisaillement par recouvrement du composite sur le verre, le mica et l'émail dentaire traités par différents adhésifs [95].	90

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2025]

Le vieillissement du joint de collage, quelles solutions ? / **Martin DHOT.** - p. 103 : ill. 15 ; réf. 97

Domaines : Dentisterie restauratrice – odontologie conservatrice ; Prothèse fixe ; Matériaux

Mots clés Libres : adhésion ; joint de collage ; interface ; couche hybride ; dégradation ; prévention

Résumé de la thèse en français

Le joint de collage, qui lie les restaurations aux structures dentaires sous-jacentes, joue un rôle critique dans la durabilité et la stabilité des restaurations, influençant la pérennité des traitements.

Cette thèse propose un rappel sur les éléments qui constituent l'interface de collage. Il sera développé les facteurs qui sont à l'origine de la dégradation du joint de collage et les méthodes qui permettent de l'évaluer. Ensuite, en explorant les avancées actuelles dans la recherche sur le collage dentaire et en analysant les données cliniques disponibles, ce travail permettra d'identifier les meilleures pratiques et les innovations nécessaires pour surmonter les défis liés au vieillissement du joint de collage.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Philippe Boitelle

Assesseeurs : Monsieur le Docteur Laurent Nawrocki

Monsieur le Docteur Corentin Denis

— Monsieur le Docteur Abed Adam