

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 81

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 17 décembre 2019

par

BOURGUIA-CRESTEY Jessy
Né le 5 Janvier 1994 à STRASBOURG

**L'adhésion amélo-dentinaire : revue de littérature et étude in vitro de l'interface
résine-dentine des adhésifs universels**

Président : Professeur HAIKEL Youssef
Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur VAN BELLINGHEN Xavier
Docteur REITZER François
Docteur TOLEDANO Charles

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur C. TADDEI-GROSS

Doyens honoraires : Professeur R. FRANK

Professeur M. LEIZE

Professeur Y. HAIKEL

Professeurs émérites : Professeur H. TENENBAUM

Responsable des Services Administratifs : Mme F. DITZ-MOUGEL

Professeurs des Universités

V. BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
A. BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
F. CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
J-L. DAVIDEAU	Parodontologie
Y. HAIKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
O. HUCK	Parodontologie
M-C. MANIERE	Odontologie Pédiatrique
F. MEYER	Sciences Biologiques
M. MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
A-M. MUSSET	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
C. TADDEI-GROSS	Prothèses
B. WALTER	Prothèses

Maîtres de Conférences

Y. ARNTZ	Biophysique moléculaire
S. BAHI-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
L. BIGEARD	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Y. BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
F. BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
A. BOUKARI	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
O. ETIENNE	Prothèses
F. FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
C-I. GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
S. JUNG	Sciences Biologiques
N. LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie
D. OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
M. SOELL	Parodontologie
M. STRUB	Odontologie Pédiatrique
X. VAN BELLINGHEN	Prothèses
D. WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
E. WALTMANN	Prothèses

Equipes de Recherche

N. JESSEL	INSERM / Directeur de Recherche
Ph. LAVALLE	INSERM / Directeur de Recherche
H. LESOT	CNRS / Directeur de Recherche
M-H. METZ-BOUTIGUE	INSERM / Directeur de Recherche
P. SCHAAF	UdS / Professeur des Universités / Directeur d'Unité
B. SENGER	INSERM / Directeur de Recherche

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Youssef HAIKEL,

Pour avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse. Très tôt dans notre cursus vous avez su nous transmettre votre passion pour l'endodontie et toute la rigueur qu'elle exige. Aujourd'hui, je prends beaucoup de plaisir dans cette discipline. Merci pour vos précieux conseils et votre disponibilité tout au long de mes études.

A Monsieur le Docteur Olivier ETIENNE,

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse. Veuillez trouver dans ce travail la marque de tout mon respect et de ma gratitude. Vos cours sont d'une très grande qualité et les élèves strasbourgeois sont des privilégiés d'en bénéficier. Merci de m'avoir ouvert les portes du laboratoire INSERM. C'est un endroit extraordinaire où j'ai pu faire de belles rencontres et j'espère un jour y retourner. Merci d'avoir toujours su trouver le temps pour me recevoir et m'aider à avancer.

A Monsieur le Docteur Charles TOLEDANO,

Pour m'avoir fait l'honneur de co-diriger cette thèse. Je vous remercie chaleureusement de la confiance et la sympathie que vous m'avez accordée pour mener à bien ce projet. Vous avez su avec bienveillance me montrer toutes les facettes et toutes les compétences qu'implique le métier de chirurgien-dentiste. Vous avez marqué mon début de carrière. Grâce à vous, j'ai pris de bonnes habitudes et j'ai pu commencer sereinement mon exercice.

A Monsieur le Docteur Xavier VAN BELLINGHEN

Pour m'avoir fait l'honneur d'avoir accepté de siéger au sein de ce jury. Veuillez trouver ici l'expression de ma plus grande gratitude et de mes remerciements les plus sincères quant à vos disponibilités.

A Monsieur le Docteur François REITZER,

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury de thèse. J'aimerais vous remercier pour votre présence et votre disponibilité tout au long de mes stages cliniques. Je vous remercie pour votre bonne humeur et nos rires à O41. Je vous souhaite beaucoup de réussite dans votre carrière professionnelle et votre vie privée.

Papa

Merci de ton soutien sans faille durant toutes ces années. Tu m'as appris à être un homme. Ta morale, ton attitude et tes mots n'ont pas toujours été faciles à entendre, ni à encaisser, mais cela m'a forgé. Si je suis l'homme que je suis aujourd'hui, c'est grâce à toi.

Maman

Merci d'avoir été présente pendant toutes mes études.

Loreley

Ma petite sœur chérie. Un passé difficile, mais un futur plein d'avenir. Je suis fier de la femme que tu es devenue.

Océane

Ma petite sœur chérie. Que te dire que tu ne sais déjà ? Nous sommes liés comme les doigts d'une main. Toi et moi avons partagé les mêmes moments de doute, de colère, mais également de joie. Merci pour toutes tes attentions pendant mes examens, les photos, les mots, les porte-bonheurs. Aujourd'hui te voilà aussi une femme, une femme forte, je suis fier de toi et peu importe les chemins qu'on prendra, tu resteras ma petite sœur, je ne serai jamais très loin.

Cyrcée

Ma petite sœur chérie. Merci pour ta mauvaise humeur journalière haha !!! Les études sont un chemin compliqué, mais à la portée de tout le monde, il suffit de croire en toi.

Mélusyne

Ma petite sœur chérie. Merci à la pire colocataire, ta musique, tes appels téléphoniques sans fin qui m'ont tapé sur le système, mais que tu as su compenser par ta gentillesse.

Phoebey

Ma petite sœur chérie, mon rayon de soleil, merci pour tes pleurs perpétuels et tes sautes d'humeurs. Malgré ton caractère très trempé, se cache une fille pleine de vie et profondément gentille.

Dyane

Ma petite sœur chérie, mon petit rayon de soleil, mon petit bébé, ta naissance ne s'est pas faite dans les meilleures conditions, mais qu'est-ce que je suis content de t'avoir ! Merci pour ton soutien et ton affection.

Jérémy

Mon petit frère chéri, mon rayon de soleil. Peu importe la distance, ton grand frère ne sera jamais très loin. Merci pour ta bonne humeur, merci pour nos discussions et ta philosophie pleine de maturité du haut de tes 6 ans.

Patrique

Mon deuxième papa. Merci de m'avoir donné la possibilité de m'évader pendant mes vacances. De loin ou de près, tu as su veiller sur moi. Tu as tout fait pour me faciliter la tâche pendant mes études. Je te serai éternellement reconnaissant. Tu comptes tant pour moi.

Muriel

Merci de m'avoir donné ma chance tout de suite en sortie de fac. Merci pour ton soutien et ton omniprésence aussi bien professionnelle que privée. Tu m'as permis de prendre confiance en moi et d'évoluer. Je t'en suis très reconnaissant. Merci pour toutes ces chirurgies où tu es venu me sauver, comment pourrais-je oublier ? Un jour, je l'espère, nous montrerons montera notre cabinet.

Thomas

Merci Thomas de m'avoir gardé et de m'avoir fait évoluer dans votre merveilleux cabinet. Peu importe le problème, rien ne te fait peur et tu sais y ajouter une touche d'humour malgré la difficulté. J'espère un jour pouvoir avoir ton calme, ta dextérité et ton professionnalisme.

Victor

Merci pour tout le temps que tu m'as accordé à mes débuts. Tu n'as jamais hésité à te mettre en retard pour venir me prendre la main quand tu sentais que je prenais l'eau.

Karima

Merci de m'avoir aidé à réaliser ces belles iconographies. Je n'oublierai pas ta grande gentillesse.

Claire

Merci Claire de m'avoir donné tes échantillons pour me lancer dans ma partie recherche. Beaucoup de moments de doute, mais nous sommes restés solidaires pour continuer à avancer.

Laboratoire INSERM Strasbourg

Merci à l'ensemble de l'équipe du laboratoire INSERM pour leur accueil chaleureux et leur aide si précieuse.

Eric

Un grand merci Eric de m'avoir tant aidé pour la manipulation au laboratoire malgré ton planning si chargé. Tu as toute ma gratitude.

Naji

Un grand merci pour ton aide si précieuse. Je te suis très reconnaissant pour le temps que tu m'as accordé. Au travers de ce travail, nous sommes devenus amis et j'espère nous garderons contact.

Laetitia

Laetitia la femme que rien n'arrête. Tu as su me porter et m'élever du bac à aujourd'hui, je te dois tant... Je ne trouve aucun mot à la hauteur de ce que tu représentes pour moi.

Valentin

Mon frère de cœur. On s'est rencontré en maternelle et la magie n'a jamais cessé d'opérer. La distance, nos choix, les années, rien n'a réussi à nous séparer. Si on pouvait choisir sa famille, je t'aurais choisi en tant que frère.

Maël

Tu es l'une de mes plus belles rencontres du lycée. Tu es peut-être l'ami le plus insupportable que j'ai, mais qu'est-ce que je t'adore ;) . Tu représentes la belle amitié : joie, présence et fiabilité.

Florian

Billessssss !!! Notre amitié fait prendre tout son sens au proverbe : << de l'amour à la haine il n'y a qu'un pas >>. On a créé une relation de confiance et peu importe le temps et la distance, je sais que je pourrai toujours compter sur toi.

Jess

L'homme à qui il ne faut jamais toucher ses lunettes. Merci pour ta présence, tu as su trouver les mots et me rassurer dans mes moments de doute. Tu as su me donner la force de continuer quand je n'y croyais plus. Merci du fond du cœur. Une pensée pour toute ta famille, ta femme et ton fils Mylan.

Catalina

La sister !!! Merci pour ta sincérité, ta présence et ton amitié. Avec William on a su former notre petite famille, être présent l'un pour l'autre, tu représentes le meilleur des capricornes : fidélité, honnêteté et joie de vivre. Un grand merci pour tes coachings de dance... ;)

William

Mon petit grincheux. L'homme à qu'il ne faut surtout pas parler si son ventre est vide. Comment te remercier ? Sans toi cette thèse n'aurait peut être pas vu le jour. Merci pour ta patience, ta présence et ton efficacité. En peu de tant on a su créer une relation de confiance, je t'adore frero et tu pourra toujours compter sur moi, je ne trouve pas de mots à la hauteur de ce que tu as fait pour moi. A vie tu seras le bienvenu chez moi et une assiette de cookies t'attendra toujours. Je t'ai fait un petit

plaisir, je n'ai demandé à personne de corriger tes remerciements. J'espère que tes yeux ne saignent pas trop.

Justine, Pad, Kayaseh

Une pensée particulière à vous trois, à notre séjour en Israël. J'ai passé mes meilleures vacances, je vous aime et j'espère qu'on ne perdra pas contact. Merci Justine pour tous ces ronéos, merci PAD pour cette magnifique casquette que j'ai hésité à mettre à la présentation de ma thèse, merci Philippe pour toutes ces années d'amitié, à nos années Strum.

Nicolas

Le partenaire de Colmar. Après le cinéma que je t'ai fait pour être dans tes remerciements, c'était la moindre des choses que je te fasse une petite dédicace haha.

Cabinet Strasbourg

Un grand merci à l'ensemble du cabinet dentaire de Strasbourg Giulia, Géralde, Marine, Chloé, Siham. Vous avez été au top. Merci pour votre présence aussi bien professionnelle que privée.

Cabinet Villé

Un énorme merci à tout le cabinet, Gaëlle, Corinne, Mallaury, Malorie, Cyndie, Nathalie, Estelle. Merci pour tous nos fous rires et la confiance que vous m'avez accordé. Corinne n'hésite pas à garder ton appétit ;) et Mallaury n'hésite pas à garder ta joie de vivre !!

Evelyne, Robert

Merci à mes merveilleux voisins qui ont su me supporter toutes ces années et leurs joies de vivre qui m'ont fait beaucoup de bien.

Famille Rebichung

Véronique, Claude, Nelson, vous êtes une famille extraordinaire. C'est rare de voir deux familles trouver une telle alchimie. J'espère que nous trouverons trouvera le temps de continuer à organiser de belles après-midis tous ensemble.

Famille Christmann

Nathalie, Laura, Didier, Marie-France, Bruno. La première fois que je suis venu chez vous, c'était en réhausseur, puis en conduite accompagnée et enfin tout seul. Vous m'avez vu grandir, merci pour tout.

Famille Antoni

Mina, Mamie, Papi, Catherine, Jean François, Pitou, Monique, Alex, Gaby, Charlotte, Chloé, Maxime, Juliette, Héroïse, Izaure, Alix , un grand merci à votre belle famille pour votre présence pendant toutes ces années.

José

Comment ne pas te remercier ? Nous n'avons pas besoin de se parler, un regard suffisait pour se comprendre. Merci pour tout, tu nous manques beaucoup.

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 81

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 17 décembre 2019

Par

BOURGUIA-CRESTEY Jessy
Né le 5 Janvier 1994 à STRASBOURG

**L'adhésion amélo-dentinaire : revue de littérature et étude in vitro de l'interface
résine-dentine des adhésifs universels**

Président : Professeur HAIKEL Youssef
Assesseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur VAN BELLINGHEN Xavier
Docteur REITZER François
Docteur TOLEDANO Charles

Table des matières

INTRODUCTION.....	7
1. Rappels.....	8
1.1. Définitions.....	8
1.1.1. L'adhésion.....	8
1.1.2. L'adhérence.....	8
1.1.3. L'adhésif.....	9
1.2. L'adhésion amélo dentinaire.....	9
1.2.1. L'adhésion physique.....	9
1.2.2. L'adhésion chimique.....	9
1.2.3. L'adhésion micro mécanique.....	10
1.3. L'adhésif idéal.....	10
1.3.1. La biocompatibilité.....	10
1.3.2. L'adhésion et l'étanchéité.....	11
1.3.3. La durabilité.....	11
1.3.4. La manipulation et la fiabilité de mise en œuvre.....	11
2. Présentation des surfaces de collage courantes.....	12
2.1. L'émail.....	12
2.1.1. Définition.....	12
2.1.2. La composition.....	12
2.1.3. La structure amélaire.....	13
2.1.3.1. L'étude ultra structurale de l'émail.....	13
2.1.3.2. Les structures secondaires de l'émail.....	15
2.1.4. Les types d'emails rencontrés.....	16
2.1.4.1. L'émail sain.....	16
2.1.4.1.1. L'émail intact.....	16
2.1.4.1.2. L'émail fraisé.....	16
2.1.4.2. L'émail pathologique.....	16
2.1.5. La boue amélaire.....	17
2.1.6. L'enjeu lors du collage.....	17
2.2. La dentine.....	18
2.2.1. Définition.....	18
2.2.2. La composition.....	18
2.2.3. La structure.....	19
2.2.3.1. Le manteau dentinaire.....	19
2.2.3.2. La dentine coronaire circumpulpaire.....	19
2.2.4. Les différents types de dentine rencontrés.....	20
2.2.4.1. La dentine primaire.....	20
2.2.4.2. La dentine secondaire.....	20
2.2.4.3. La dentine tertiaire.....	21
2.2.4.4. La dentine sénescence.....	21
2.2.4.5. La dentine sclérotique.....	21
2.2.4.6. La dentine pathologique.....	22
2.2.5. Les enjeux lors du collage.....	23
2.2.5.1. La perméabilité dentinaire.....	23
2.2.5.2. Les brides résineux (ou tags résineux).....	24
2.2.5.3. La couche hybride.....	24
2.2.5.3.1. Définition.....	24
2.2.5.3.2. Le principe.....	24

2.2.5.3.3.	La dégradation de la couche hybride	26
2.2.5.3.3.1.	La dégradation de la phase résineuse	26
2.2.5.3.3.2.	La dégradation du réseau collagénique.....	26
2.2.5.4.	La boue dentinaire.....	27
2.2.5.4.1.	Définition	27
2.2.5.4.2.	La gestion de la boue dentinaire	28
2.3.	Les résines composites.....	30
2.3.1.	Définition.....	30
2.3.2.	La composition.....	30
2.3.2.1.	La phase organique	30
2.3.2.2.	La phase inorganique.....	31
2.3.2.3.	L'agent de couplage	31
2.3.3.	La classification	31
2.3.3.1.	Les composites fluides.....	32
2.3.3.2.	Les résines composites « bulk fill » ou résines composites de placement en masse	33
2.3.3.3.	Les résines de collage	33
3.	Les adhésifs	34
3.1.	La classification	34
3.1.1.	L'historique.....	34
3.1.2.	La classification rationnelle	34
3.1.3.	La classification moderne en fonction du nombre de séquences cliniques.....	35
3.2.	La composition de base commune à toutes les familles d'adhésifs	35
3.2.1.	Les composants résineux.....	35
3.2.1.1.	Les monomères fonctionnels.....	35
3.2.1.2.	Les monomères « cross linker ».....	36
3.2.2.	Les initiateurs et les inhibiteurs de la polymérisation.....	36
3.2.3.	Les solvants.....	37
3.2.3.1.	L'eau.....	37
3.2.3.2.	L'acétone	37
3.2.3.3.	L'éthanol.....	37
3.2.3.4.	Le Ter-Butanol.....	38
3.2.4.	Les charges (facultatives)	38
3.3.	Le Mordançage/Rinçage (Les systèmes MR)	39
3.3.1.	Les MR3	39
3.3.1.1.	Généralités.....	39
3.3.1.2.	La composition	40
3.3.1.2.1.	L'agent de mordançage	40
3.3.1.2.2.	Le primaire.....	41
3.3.1.2.3.	La résine.....	42
3.3.1.3.	Les avantages/Les inconvénients.....	42
3.3.2.	Les MR2	42
3.3.2.1.	Généralités.....	42
3.3.2.2.	Les avantages/Les inconvénients.....	43
3.4.	Le Système Auto-Mordançant (SAM).....	45
3.4.1.	Les généralités	45
3.4.2.	La classification	45
3.4.2.1.	En fonction du nombre d'étapes cliniques.....	45
3.4.2.2.	En fonction du pH.....	45
3.4.3.	Les avantages/Les inconvénients.....	47
3.4.4.	Les caractéristiques.....	47
3.5.	Les adhésifs universels.....	48

3.5.1.	Les généralités	48
3.5.2.	La classification	48
3.5.3.	Les caractéristiques.....	49
3.5.3.1.	Interactions chimiques du 10-MDP et adhésion au substrat dentaire	50
3.5.3.2.	Incompatibilité des adhésifs universels.....	51
4.	Performances des adhésifs en fonction du substrat.....	53
4.1.	L'émail.....	53
4.1.1.	Données actuelles de la science	53
4.1.2.	La préparation de l'émail.....	54
4.1.2.1.	La sélection d'un émail de qualité.....	54
4.1.2.2.	Le nettoyage	54
4.1.2.3.	La mise en place d'un champ opératoire étanche.....	55
4.1.2.4.	Le sablage.....	55
4.1.2.5.	Le mordantage.....	55
4.1.3.	Les performances des différents systèmes adhésifs sur l'émail	56
4.1.3.1.	Les MR vs les SAM	56
4.1.3.2.	Les adhésifs universels et l'adhésion amélaire	57
4.1.3.3.	MR vs SAM vs adhésifs universels face à l'adhésion amélaire.....	59
4.1.3.4.	A retenir	61
4.2.	Gestion de l'interface dentinaire	62
4.2.1.	Données actuelles de la science	62
4.2.2.	Préparation de la dentine	62
4.2.2.1.	La couche hybride.....	62
4.2.2.1.1.	La fragilité de la couche hybride	62
4.2.2.1.2.	Le mécanisme de dégradation de la couche hybride.....	63
4.2.2.2.	L'impact de la chlorhexidine sur la couche hybride	64
4.2.2.2.1.	La chlorhexidine	64
4.2.2.2.1.1.	Définition.....	64
4.2.2.2.1.2.	Caractéristiques	64
4.2.2.2.1.3.	Stabilisation de la couche hybride	64
4.2.2.2.1.3.1.	La chlorhexidine et l'adhésion	64
4.2.2.2.1.3.2.	L'utilisation clinique	66
4.2.2.2.1.4.	Caractéristiques de la couche hybride, des tags de résine et de l'adhésion dentinaire	67
4.2.2.2.1.4.1.	La couche hybride et l'adhésion	67
4.2.2.2.1.4.2.	Les tags de résine et l'adhésion.....	68
4.2.3.	Performance des différents systèmes adhésifs sur la dentine	68
4.2.3.1.	MR vs SAM lors de l'adhésion dentinaire.	68
4.2.3.2.	Adhésifs universels et adhésion dentinaire.	70
4.2.3.3.	MR vs SAM vs Universels dans l'adhésion dentinaire.....	72
4.2.4.	Présentation de situations cliniques courantes	80
4.2.4.1.	L'adhésion sur la dentine sclérotique	80
4.2.4.2.	L'adhésion sur de la dentine affectée et infectée	81
4.2.4.3.	Réalisation d'une hybridation dentinaire immédiate (IDS) ou d'une optimisation de cavité (CDO)	81
4.2.4.3.1.	Définition	81
4.2.4.3.2.	Données actuelles de la science.....	82
4.2.5.	Potentialiser l'adhésion dentinaire	83
4.2.6.	Incidence et réalité clinique.....	84
PARTIE II. RECHERCHE.	86
5.	Rappels.....	86

5.1. La couche hybride.....	87
5.2. Les tags de résine.....	90
6. Matériels et méthodes.....	93
6.1. Matériels.....	93
6.2. Méthode.....	94
6.2.1. Randomisation des groupes.....	94
6.2.2. Préparation des échantillons.....	95
6.2.3. Protocole de collage des échantillons	96
6.2.4. Préparation finale des échantillons.....	97
6.2.5. Préparation des échantillons pour l'étude au Microscope électronique à balayage (MEB)	98
6.2.6. Analyse statistique de l'épaisseur de la couche hybride et de la longueur des tags de résine.....	100
7. Résultats.....	103
8. Discussion.....	111
CONCLUSIONS	119

ABREVIATIONS ET SYMBOLES

MR3 : Mordançage/Rinçage en 3 étapes

MR2 : Mordançage/Rinçage en 2 étapes

SAM2 : Système Auto-Mordançant en 2 étapes

SAM1 : Système Auto-Mordançant en 1 étape

MIH : Hypominéralisation Molaire Incisive

MMPs : Métalloprotéases Matricielles

DMSO : Diméthylsulfoxyde

Bis-GMA : Bisphénol A-glycidyl Méthacrylate

10-MDP : 10-Méthacryloyloxydécyle-Dihydrogène

PENTA-P : Monophosphate d'Acrylate de Penta Dipentaérythritol

GPDM : Glycéro-Phosphate de Diméthécrylate

4-META : 4-Méthacryloyloxyéthyle Trimellitate Anhydride

L'HEMA : 2-Hydroxyéthyl méthacrylate

EDTA : Acide Ethylènediaminetétraacétique

IDS : Immediate Dentin Sealing = Scellement dentinaire Immédiat

CDO : Cavity Design optimization = Optimisation du design de la cavité

MEB : Microscope Electronique à Balayage

NaOCl : Hypochlorite de Sodium

EGDMA : Diéthylène glycol diméthacrylate

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

TEGDMA : Triéthylène glycol diméthacrylate

UDMA : Uréthane diméthacrylate

US : Ultrason

SiO₂ : Dioxyde de Silicium

INTRODUCTION.

La dentisterie restauratrice est en constante évolution depuis plusieurs décennies et ne cesse de se perfectionner. Les industriels proposent une large gamme de systèmes adhésifs et il peut être complexe pour le chirurgien-dentiste de choisir le produit adéquat à la situation clinique rencontrée. Or, le choix de l'adhésif se révèle être déterminant pour la pérennité de nos restaurations collées.

Avec l'essor des adhésifs universels, les procédures de collage se sont simplifiées et cela pourrait laisser penser que les autres systèmes sont devenus obsolètes. Néanmoins, aujourd'hui, un praticien peut-il se permettre de n'avoir qu'un seul système adhésif dans son arsenal thérapeutique ? L'ensemble des adhésifs universels se valent-ils tous ?

L'objectif de ce travail est d'étudier les performances des différents systèmes adhésifs tant sur l'émail que sur la dentine.

La première partie de cette thèse proposera une revue de littérature sur l'adhésion aux tissus dentaires. Après un rappel des caractéristiques des différentes surfaces de collage, elle s'attachera à faire le point sur les performances des différents systèmes adhésifs en fonction des différents substrats dentaires.

La seconde partie rapportera les résultats de notre travail de recherche. Nous analyserons les résultats obtenus lors de l'observation au microscope électronique à balayage des couches hybrides de différents systèmes adhésifs : tout d'abord d'un système adhésif MR3 (mordançage-rinçage en 3 étapes), et trois adhésifs universels sur de la dentine saine afin d'analyser la topographie des différents interfaces résine-dentine créés.

PARTIE I. REVUE DE LA LITTÉRATURE SCIENTIFIQUE.

1. Rappels

1.1. Définitions

1.1.1. L'adhésion

L'adhésion correspond à l'ensemble des interactions qui contribuent à lier deux corps. Il s'agit d'une notion qualitative. (1)

En odontologie, l'adhésion est l'association d'une rétention micromécanique et d'une interaction physico-chimique entre les tissus dentaires et les biomatériaux de restauration.

1.1.2. L'adhérence

L'adhérence représente l'énergie de surface nécessaire à la séparation de deux surfaces jointes. Il s'agit d'une notion quantitative. (1)

Les tests quantitatifs sont des tests de ruptures mécaniques des assemblages collés. Ils permettent de quantifier l'adhésion. La contrainte appliquée jusqu'à la rupture est le rapport d'une force en Newton (N) sur une surface (exprimé en mètre carré).

Les tests sont des tests de traction ou de cisaillement réalisés soit à l'échelle macroscopique, soit à l'échelle microscopique.

L'essai de traction détermine plusieurs propriétés des matériaux, notamment le module de Young E (MPa ou GPa), régi par la loi de Hooke :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

- où σ est la contrainte exprimée en Pa, E le module de Young exprimé en Pa et ε la déformation.

Un matériau avec un module de Young élevé est un matériau rigide. Cela signifie que sa résistance à la déformation dans le domaine élastique est importante.

1.1.3. L'adhésif

Un adhésif est un biomatériau d'interface. Il contribue à former un lien adhérent et étanche entre les tissus dentaires et les biomatériaux de restauration ou d'assemblage.

1.2. L'adhésion amélo dentinaire

L'adhésion amélo-dentinaire repose sur trois concepts : l'adhésion physique, l'adhésion chimique et l'adhésion micromécanique.

1.2.1. L'adhésion physique

L'adhésion physique est régulée par la mouillabilité des surfaces. Cela correspond à l'aptitude d'une surface à être mouillée par une matière donnée. Le mouillage est un phénomène important intervenant lors du collage. Lorsqu'un liquide est mis en contact avec la surface d'un solide, il se forme un angle de contact entre les deux. Cet angle de contact doit être le plus faible possible pour que le liquide mouille parfaitement la surface.

Deux forces vont être en concurrence : d'un côté, l'attraction interne du liquide et de l'autre, l'énergie de surface du matériau.

En odontologie, l'objectif est d'augmenter l'énergie de surface des substrats afin de potentialiser leurs mouillabilités. Pour ce faire, des traitements de surface, tels que le mordantage et l'application de primer d'adhésion sont réalisés.

1.2.2. L'adhésion chimique

L'adhésion chimique est de deux types :

- les liaisons fortes : les liaisons ioniques et les liaisons covalentes.
- les liaisons faibles : les liaisons hydrogènes ou les forces de Van Der Waals.

1.2.3. L'adhésion micro mécanique

L'adhésion micro mécanique est une théorie proposée par Mc Bain et Hopinks (2). L'adhésif, après durcissement, s'engrène mécaniquement dans les rugosités de la surface à coller. La résine est retenue mécaniquement dans les anfractuosités du substrat. L'ancrage obtenu est fort, à condition que le revêtement puisse les infiltrer parfaitement. Le contact intime entre les deux substrats renvoie à la notion de mouillabilité.

1.3. L'adhésif idéal

L'adhésif idéal répond à plusieurs critères selon Degrange et Pourreyron 2009 (3), tels que la biocompatibilité, l'étanchéité, la durabilité, la manipulation et la fiabilité de mise en œuvre.

1.3.1. La biocompatibilité

Un adhésif doit être respectueux de son utilisateur et de son destinataire. Il ne doit être :

- Ni toxique
- Ni allergisant
- Ni mutagène.

L'adhésif ne doit pas être cytotoxique pour le complexe dentino-pulpaire. Il doit favoriser sa cicatrisation.

1.3.2. L'adhésion et l'étanchéité

L'adhésif doit assurer plusieurs rôles :

- Une rétention pour l'obturation
- Un joint immédiat et suffisamment fort pour résister aux contraintes de polymérisation.
- Un joint étanche à l'échelle du micromètre. L'adhésif utilisé doit éviter l'infiltration bactérienne et la pénétration de fluides pouvant impliquer des sensibilités post-opératoires.

1.3.3. La durabilité

Le joint doit être immédiat, mais également durable afin d'éviter :

- Des colorations marginales
- Des caries secondaires
- Des sensibilités post opératoires
- La perte de la restauration.

1.3.4. La manipulation et la fiabilité de mise en œuvre

L'application de tous les adhésifs devrait être fiable et reproductible. Aujourd'hui, les adhésifs restent encore très sensibles à la manipulation et le succès des protocoles de collage est donc très opérateur-dépendant.

2. Présentation des surfaces de collage courantes

2.1. L'émail

2.1.1. Définition

L'émail est le tissu le plus dur et le plus calcifié de l'organisme. L'émail mature est une structure d'origine épithéliale, minéralisée, acellulaire et non innervée.

Bien qu'acellulaire, l'émail n'est pas inerte. L'émail évolue par des échanges physico-chimiques avec la dentine sous-jacente ainsi qu'avec les composants salivaire. Il y a des échanges ioniques permanents entre l'émail et son environnement. Ces échanges peuvent induire soit la déminéralisation de l'émail sous l'effet des protons H⁺, ce qui va libérer des ions calciums et phosphates, soit induire sa reminéralisation en incorporant du fluor ou du calcium.

2.1.2. La composition

L'émail mature se compose de trois phases (4):

- Une phase minérale : principalement constituée d'hydroxyapatites $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. On retrouve également des éléments sous formes ioniques et d'autres à l'état de traces, tels que les bicarbonates, sulfates, sodium, magnésium, potassium, chlorure et le fluor pouvant former des cristaux de fluorapatite plus résistants que les cristaux d'hydroxyapatite.

- Une phase organique : essentiellement représentée par des glycoprotéines et phospholipides.

- Une phase aqueuse.

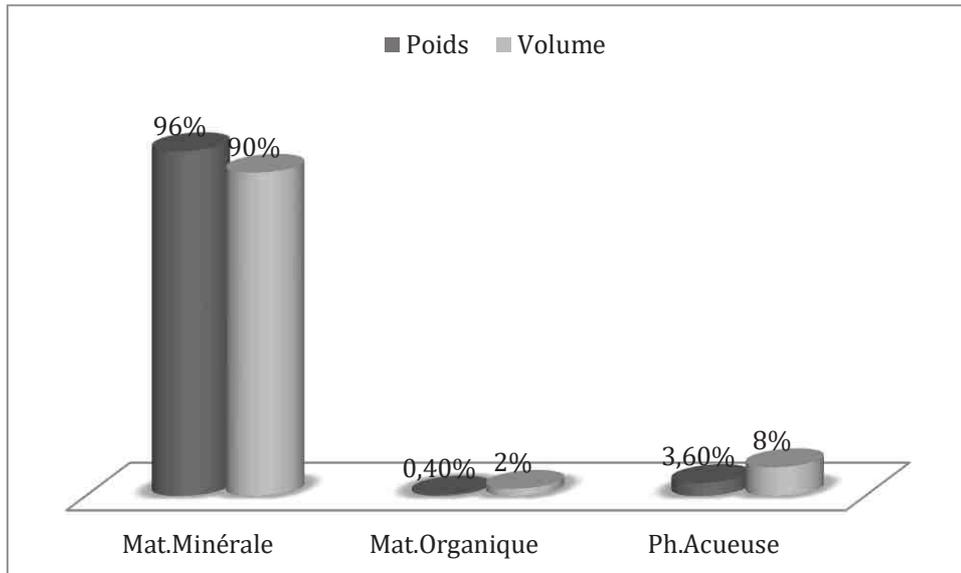


Figure 1 : Composition de l'émail. Iconographie personnelle.

2.1.3. La structure amélaire

L'émail est une structure hautement organisée ce qui lui confère une résistance considérable.

2.1.3.1. L'étude ultra structurale de l'émail

❖ L'émail prismatique

La structure de l'émail prismatique se décompose en 3 éléments :

- L'émail prismatique ou prisme
- L'émail interprismatique
- La gaine du prisme.

L'épaisseur de l'émail est constituée dans sa masse d'une couche prismatique entourée de part et d'autre de l'émail aprismatique interne en profondeur et de l'émail aprismatique externe en surface (4).

Les monocristaux d'hydroxyapatites s'assemblent pour former des cristallites. Les cristallites vont s'empiler de façon régulière et parallèle pour former deux structures de composition identiques mais qui diffèrent par leurs orientations :

- L'émail prismatique ou prisme : ils représentent l'unité morphologique de l'émail. Les prismes sont orientés à 90° par rapport à la surface. Chaque prisme est entouré par la gaine du prisme présentant une quantité de matière organique plus importante.

- L'émail interprismatique : il se caractérise par des cristallites parallèles entre eux. Ils forment un angle de 60 degrés avec les prismes.

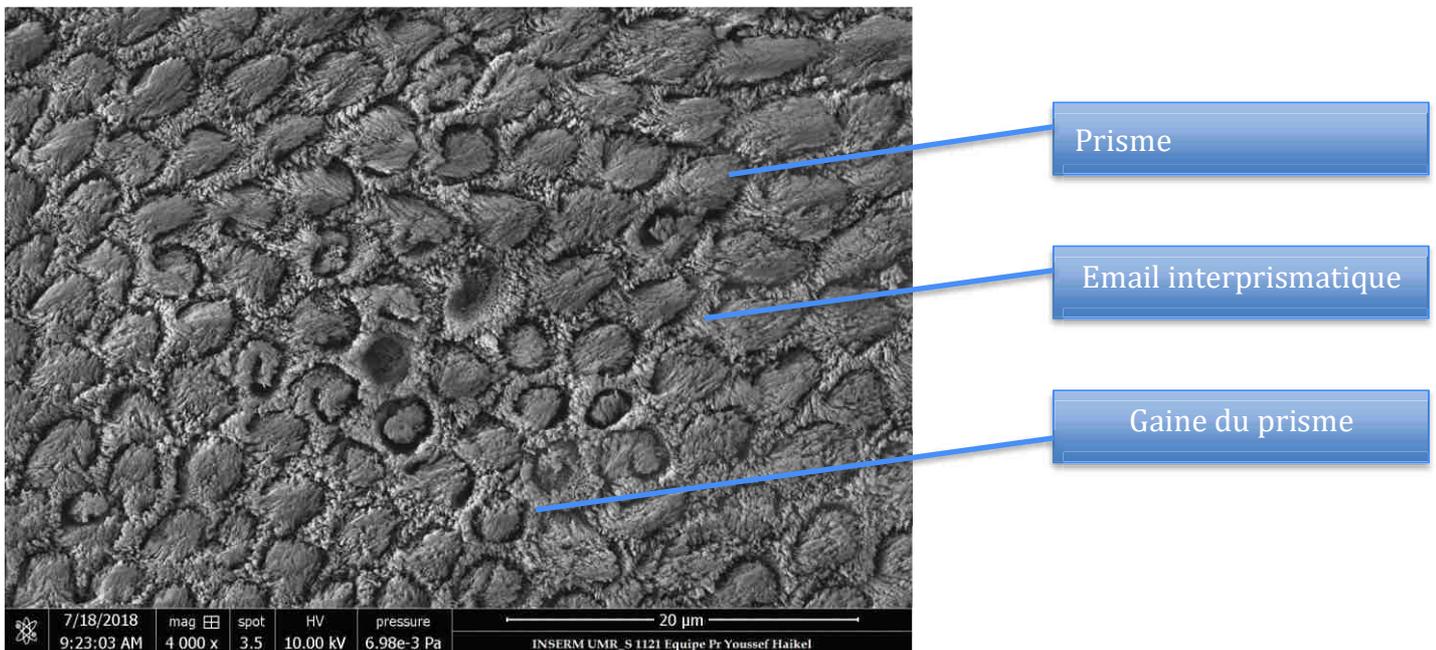


Figure 2 : Représentation schématique de l'étude ultra structurale de l'émail, INSERM UMR_S 1121 Equipe du Pr. Youssef HAIKEL - Strasbourg

❖ L'émail aprismatique

L'émail aprismatique délimite l'émail prismatique. Par conséquent, nous retrouvons deux couches d'émail aprismatique :

- L'une externe, en superficie
- L'une interne au contact de la jonction amélo dentinaire.

L'émail aprismatique n'est pas organisé en prismes mais en cristallites unidirectionnelles, orientés à 45° avec la surface et plus denses. Cette organisation rend cette dernière résistante aux procédures de mordantage. Avec le temps et l'usure l'émail aprismatique disparaît et laisse place à un émail hyper minéralisé.

2.1.3.2. Les structures secondaires de l'émail

❖ Les stries de Retzius

Les stries de Retzius marquent les appositions successives de l'émail par les améloblastes au cours de l'amélogenèse. A chaque franchissement d'une strie, le prisme effectue une torsion de 1 à 3 degrés, participant ainsi à la dissipation des forces s'exerçant au sein de l'architecture amélaire.

❖ Les périkymaties

Les périkymaties sont la résultante des stries de Retzius au niveau de la surface amélaire. Elles forment de fins sillons. Leur nombre diminue du collet au bord libre et participe à la caractérisation de surface, visible sur un email jeune avant de disparaître par les phénomènes d'attrition.

❖ Les bandes de Hunter-Schreger

Les bandes de Hunter-Schreger sont visibles sur une coupe transversale après coloration cationique, tel que le bleu Acian. Nous pouvons observer une alternance de bandes sombres et de bandes claires. Les bandes sombres ou diazonies correspondent aux prismes sectionnés de façon transversale par rapport à leur axe et les bandes claires ou parazonies correspondent aux prismes sectionnés longitudinalement par rapport à leur axe.

Les prismes n'ont pas une trajectoire rectiligne depuis la JAD jusqu'à la surface. Ils subissent une variation de leurs orientations, appelée décussation, dans les deux tiers internes. Cette orientation différentielle des prismes influence la qualité du mordantage.

Plus importantes au niveau du bord incisal ou au niveau des cuspides et en densité moindre au niveau des collets, les bandes de Hunter-Schreger ont essentiellement une fonction biomécanique en préservant des usures et en augmentant la résistance à la fracture.

2.1.4. Les types d'emails rencontrés

2.1.4.1. L'email sain

2.1.4.1.1. L'email intact

L'email intact est composé d'ilots d'email prismatique et d'email aprismatique recouvert par une plaque bactérienne. L'email aprismatique se retrouve sur la surface d'une dent jeune et peu usée (5).

2.1.4.1.2. L'email fraisé

L'email fraisé permet d'obtenir une surface homogène, propre et de coller sur de l'email prismatique avec les avantages qu'il présente pour l'adhésion amélaire.

2.1.4.2. L'email pathologique

- L'amélogénèse imparfaite : c'est une maladie génétique se caractérisant par un défaut qualitatif et/ou quantitatif de l'email touchant toutes les dents. Cette pathologie affecte les deux dentures. Elle peut être de nature isolée ou syndromique (6).
- Hypominéralisation Molaire Incisive (MIH) : Hypominéralisation d'au moins une des quatre molaires permanentes associée ou non à une atteinte des incisives, caractérisée par l'asymétrie des lésions. L'étiologie, encore inconnue, est sûrement multifactorielle et interviendrait durant les premières années de la vie(6).
- La fluorose : c'est un défaut de minéralisation de l'email caractérisé par la symétrie des atteintes et causé par un apport excessif de fluor pendant l'enfance (6).

2.1.5. La boue amélaire

Comme sur la dentine, après fraisage de l'émail, il se forme une boue amélaire. Cette dernière rend l'émail prismatique inaccessible à toutes les résines de collage. La cohésion entre la surface de l'émail et la boue amélaire est évaluée à 5 MPa (7).

La boue amélaire est composée principalement de particules de cristaux d'hydroxyapatite fractionnées et étroitement liées par des glycoprotéines provenant de la salive. Cette dernière vient former une barrière relativement imperméable sur la surface amélaire (8).

La boue amélaire se dissout au contact de l'acide orthophosphorique. Les débris sont évacués par rinçage à la seringue air/eau (5).

2.1.6. L'enjeu lors du collage

L'enjeu du collage amélaire sera d'obtenir un émail de qualité, de maîtriser le niveau d'humidité et de maintenir une surface amélaire propre et exempte de toute contamination salivaire ou sanguine tout au long du protocole d'adhésion.

2.2. La dentine

2.2.1. Définition

La dentine est un tissu minéralisé, avasculaire et innervé dans son tiers interne, perméabilisé par un grand nombre de canalicules dentinaires qui s'étendent de la pulpe vers la périphérie (9).

Elle constitue la charpente de la dent. Elle circonscrit l'ensemble de la pulpe et est recouverte par l'émail au niveau de la couronne et par le cément au niveau de la racine.

2.2.2. La composition

La dentine constitue la majeure partie du volume de la dent. C'est un tissu plus souple et moins dur que l'émail. Elle est composée de 3 phases (9) :

- Une phase minérale : principalement constituée de cristaux d'apatites sous forme de plaquettes, plus courts et plus aplatis que ceux de l'émail et d'une petite quantité de phosphates amorphes. On retrouve d'autres éléments sous forme de traces : sulfate, magnésium, calcium, zinc, fer fluor, carbonate. Le gradient minéral est à l'inverse de celui de l'émail : il diminue de la pulpe vers la jonction amélo-dentinaire.

- Une phase organique : principalement constituée de collagène (90 %), ce qui donne à la dentine ses propriétés visco-élastiques et de protéines non collagéniques dans une proportion moins importante (10 %).

- Une phase aqueuse.

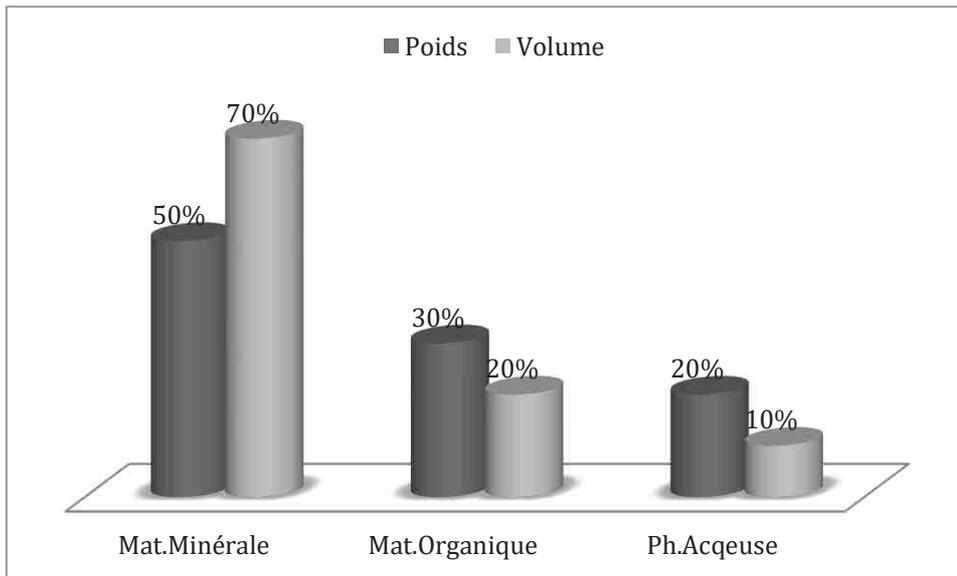


Figure 3 : Composition de la dentine. Iconographie personnelle.

2.2.3. La structure

2.2.3.1. Le manteau dentinaire

Situé à proximité de la jonction amélo dentinaire (JAD), Il s'agit d'une dentine hypominéralisée, ne contenant pas de canalicules dentinaires. Le manteau dentinaire permet de dissiper les contraintes, tout comme la jonction amélo-dentinaire et les bandes de Hunter-Schreger (9).

2.2.3.2. La dentine coronaire circumpulpaire

La dentine coronaire circumpulpaire est située au contact de la pulpe et s'étend jusqu'au manteau dentinaire. Elle est constituée de dentine primaire puis secondaire. La dentine primaire est présente au stade pré-éruptif de la dent, et la dentine secondaire est présente à partir du stade 10 de Nolla et de la mise en occlusion de l'organe dentaire. La dentine secondaire sera sécrétée tout au long de la vie de l'individu. La dentine se décompose en trois éléments structurels de compositions différentes (10) :

- *Les canalicules dentinaires ou les tubuli dentinaires* : la dentine est traversée par des canalicules dentinaires logeant les prolongements odontoblastiques, des fibrilles nerveuses et du fluide dentinaire. Les tubuli sont parallèles entre eux, ce qui confère à la dentine une grande perméabilité.

- *La dentine intertubulaire ou la dentine intercanaliculaire* : cette dentine est peu minéralisée et est présente entre chaque canalicule dentinaire. De part sa forte composition en fibrilles de collagène, la couche hybride se formera au contact de la dentine intertubulaire.

- *La dentine pérítubulaire ou dentine péricanaliculaire* : elle se situe en périphérie des canalicules dentinaires et est très minéralisée. Elle ne contient presque pas de fibres de collagènes. En déminéralisant la dentine pérítubulaire avec de l'acide orthophosphorique, le diamètre des canalicules s'élargit et la perméabilité dentinaire augmente.

2.2.4. Les différents types de dentine rencontrés

2.2.4.1. La dentine primaire

La dentine primaire est composée de nombreux canalicules parallèles et réguliers. La dentine primaire est présente dans les premiers stades de formation de la dent. Une fois la dent fonctionnelle, la dentine primaire disparaît et laisse place à la dentine secondaire.

2.2.4.2. La dentine secondaire

La dentine secondaire est sécrétée tout au long de la vie de l'individu. Sa sécrétion est décroissante au cours des années. Elle se caractérise par des canalicules moins nombreux et plus irréguliers que ceux observés dans la dentine primaire.

2.2.4.3. La dentine tertiaire

Face à une agression, la dent se protège pour conserver sa vitalité. En fonction du traumatisme, différents types de dentine tertiaire peuvent être sécrétés :

- La dentine réactionnelle qui est sécrétée face à un stimulus modéré ou à progression lente. Elle est formée par les odontoblastes résiduels, et les canalicules dentinaires sont en continuité avec la dentine secondaire.

- La dentine réparatrice qui elle est sécrétée face à un stimulus important. C'est une dentine formée rapidement par des néo-odontoblastes issus des fibroblastes. Ils synthétisent une dentine tertiaire peu perméable, sans tubuli.

2.2.4.4. La dentine sénescence

Avec l'âge, les odontoblastes présents dans la dentine secondaire entrent en sénescence et finissent par disparaître. Les canalicules dentinaires laissés vacants se minéralisent et la dentine péricanaliculaire s'hyper-minéralise. La dentine sénescence est de ce fait peu perméable.

2.2.4.5. La dentine sclérotique

A la différence d'une dentine saine, la dentine sclérotique présente (11) :

- Des tubules dentinaires partiellement ou totalement oblitérés par une phase cristalline.

- Certains tubuli ne sont pas oblitérés, mais simplement vides de prolongement odontoblastique.

- Une couche externe qui est une zone hyperminéralisée.

La dentine sclérotique est un tissu atypique qui présente une grande variabilité de morphologie avec une zone en surface hyper minéralisée et incorporant des bactéries en l'absence de tout phénomène carieux (11).

2.2.4.6. La dentine pathologique

- La dentine cariée

Une attaque carieuse débute par une petite cavitation au niveau de l'email, puis la lésion s'étend dans la dentine : on parle de cône carieux.

Au sein de lésion carieuse, quatre zones peuvent être décrites (12), en allant de la superficie vers le centre :

- Une zone opaque : c'est de la dentine infectée et nécrotique. Le collage est impossible sur cette zone, il faudra la supprimer.
- Une zone interne : c'est de la dentine affectée. Elle correspond à un substrat de collage. Elle diminue cependant la qualité du collage pour trois raisons (13) :
 - La dentine affectée est fortement hydratée. Elle contient jusqu'à 50 % d'eau, soit cinq fois plus qu'une dentine saine.
 - La perméabilité des canalicules de la dentine affectée est entravée par des dépôts minéraux qui diminuent la diffusion de la résine.
 - La dentine affectée est plus molle et plus déformable que la dentine saine.
- Une zone transparente : elle est constituée de dentine sclérotique. Cette dentine est optionnelle et sera présente uniquement si l'évolution de la lésion carieuse est lente. Elle joue un rôle clé lorsqu'elle est présente : elle forme une barrière biologique stoppant l'évolution de la carie.
- Une zone où la dentine est apparemment normale : elle est au contact de la pulpe. C'est une dentine réactionnelle avec une faible densité de canalicules et une rétraction pulpaire.

- Dentinogenèse imparfaite : c'est une maladie génétique autosomique rare avec une forte variabilité d'expression phénotypique. C'est une anomalie de la structure dentinaire avec une incidence de 1/6000 à 1/8000 pouvant toucher les deux dentures (6).

2.2.5. Les enjeux lors du collage

A l'inverse de l'émail, le collage de la dentine reste un challenge pour plusieurs raisons :

- La structure dentinaire est hétérogène. La gestion de la dentine est une tâche difficile, il coexiste de nombreux types de dentines plus ou moins perméables et tolérants à nos techniques de collages,
- La gestion de l'humidité intrinsèque de la dentine,
- La gestion de la boue dentinaire,
- La gestion de la perméabilité dentinaire.

2.2.5.1. La perméabilité dentinaire

Dans le tiers externe, la densité des tubuli est de 10 000/mm². Dans le tiers interne, la densité des canalicules dentinaires est de 50 000/mm². Le diamètre des tubuli est de 0,5 micromètres en périphérie et de 3 micromètres en proximité pulpaire. La perméabilité dentinaire augmente donc de la périphérie vers le centre de la dent (9).

La perméabilité dentinaire est modulée physiologiquement par la formation de dentine sénescence avec l'âge et de manière pathologique, avec les différents traumatismes, comme les attaques carieuses et la formation de dentine réactionnelle qu'elle entraîne.

La notion de perméabilité est fondamentale pour comprendre les caractéristiques de la dentine et les défis qu'elle pose en terme d'adhérence. C'est cette perméabilité qui permettra à nos substances chimiques de diffuser dans la dentine (14).

La perméabilité dentinaire est en relation directe avec l'adhésion dentinaire, mais les valeurs d'adhérence dentinaire ne sont pas pour autant plus importantes en proximité pulpaire. Plus la perméabilité dentinaire augmente, plus la perfusion continue du fluide dentaire sous la pression intra pulpaire est importante. Ce phénomène affaiblit le joint collé (3).

2.2.5.2. Les brides résineux (ou tags résineux)

En mordançant la dentine, la perméabilité dentinaire augmente. La résine peut alors pénétrer plus facilement les tubuli dentinaires. La déminéralisation de la dentine doit être en adéquation avec le potentiel de pénétration des résines adhésives. Si la déminéralisation est plus importante que la pénétration de la résine, il se forme un vide dans les tubuli, appelé « nanoleakage », à l'origine des sensibilités post-opératoires (15).

2.2.5.3. La couche hybride

2.2.5.3.1. Définition

C'est Nakabayashi, en 1982 (16) qui introduit le terme de « couche hybride ». Elle correspond à l'imprégnation d'une résine de collage dans la dentine. La couche hybride est un mélange de deux types de polymères :

- Les polymères naturels, représentés par les fibres de collagènes de la matrice dentinaire,
- Les polymères de synthèse, représentés par l'adhésif.

2.2.5.3.2. Le principe

Le substrat dentinaire est hydrophile. L'objectif est d'exposer les fibrilles de collagène au niveau de la dentine intertubulaire et de les infiltrer avec un primaire amphiphile. Le liant permet de rendre la surface dentinaire propice à l'infiltration de la résine adhésive en la rendant hydrophobe.

L'adhésion dentinaire est conditionnée par la qualité de la couche hybride. Le succès de cette étape réside dans la gestion du degré d'humidité de la dentine tout en imprégnant un maximum les fibrilles de collagènes après déminéralisation. C'est le principe du « wet bonding » ou collage humide. Ce concept consiste à maintenir

la surface dentinaire humide, pour garder le collagène déminéralisé en expansion et de permettre une infiltration optimale de la résine (17).

Ce concept semble être remis en cause par une étude récente qui met en avant le « dry bonding » ou le collage à sec. Ce dernier diminue la dégradation de la couche hybride par les Métalloprotéases Matricielles (MMPs). Il semblerait que l'utilisation du diméthylsulfoxyde (DMSO) permette d'améliorer les valeurs d'adhérence à long terme sur une dentine déshydratée et préalablement mordancée à l'acide orthophosphorique. L'analyse biochimique a démontré que la réduction de la teneur en eau lors de l'hybridation de la dentine par le dry bonding n'améliorait pas les valeurs d'adhérence immédiate, mais permettait d'avoir une adhérence plus pérenne. Les approches utilisant le DMSO sont efficaces pour inactiver les MMP-2 et MMP-9 dérivées de l'hôte et, ainsi, réduire la dégradation du collagène à long terme, tout en optimisant simultanément la liaison résine-dentine (18).

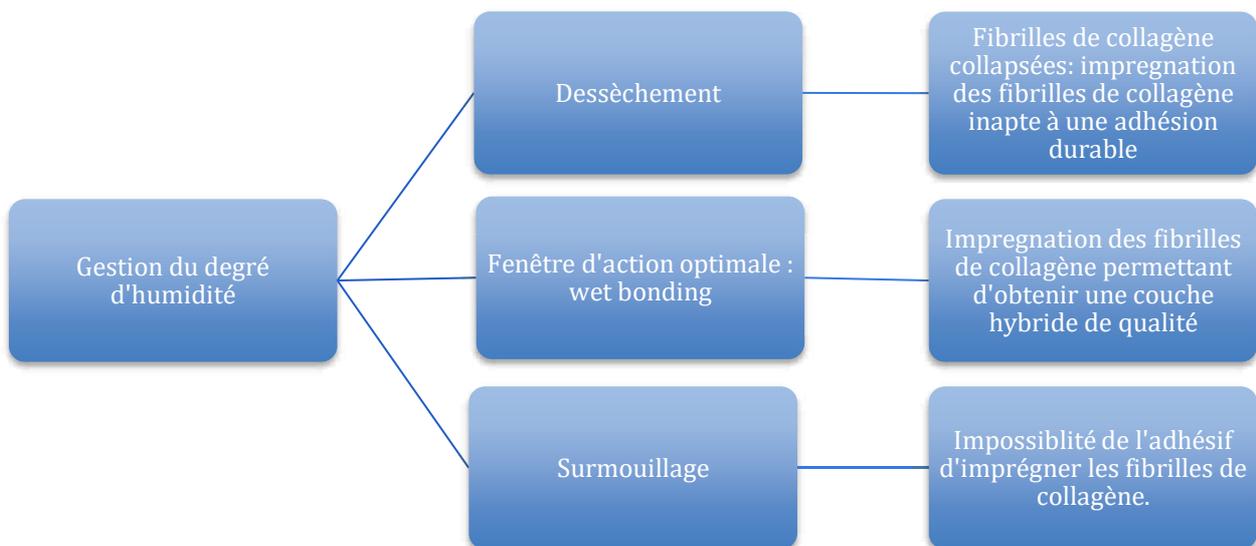


Figure 4 : Fenêtre thérapeutique d'action du « wet bonding » pour l'adhésion dentinaire.

2.2.5.3.3. La dégradation de la couche hybride

La couche hybride crée une rétention chimique. A court terme ou à long terme, plusieurs mécanismes peuvent endommager la couche hybride et compromettre la restauration.

La dégradation de la couche hybride peut concerner la partie résineuse de l'adhésif ou la partie organique de la surface dentaire.

2.2.5.3.3.1. La dégradation de la phase résineuse

L'eau d'origine dentinaire ou de la cavité buccale entraîne l'hydrolyse des liaisons covalentes de l'adhésif et également le phénomène de plastification qui diminue les propriétés mécaniques de l'adhésif (19).

2.2.5.3.3.2. La dégradation du réseau collagénique

L'incomplète infiltration de l'adhésif au sein du réseau de collagène crée une dégradation par des enzymes de la partie non infiltrée.

Au fil du temps, les fibrilles de collagènes peuvent être dégradées par des enzymes. Les principales enzymes responsables de la dégradation de la couche hybride sont les MMPs (métalloprotéases matricielles) en provenance des tubuli dentinaires et du fluide dentinaire. En dégradant les fibrilles de collagènes, la couche hybride devient défectueuse et l'adhésion est compromise. Une dentine fraîchement travaillée présente une pression intra pulpaire à l'origine d'une perfusion continue de fluide intracanalliculaire vers la périphérie et une sécrétion de MMPs dégradant la couche hybride en post opératoire (20).

2.2.5.4. La boue dentinaire

2.2.5.4.1. Définition

Découverte en 1965 par **Provenza** et **Sardana**, la boue dentinaire est une couche hétérogène composée de cristaux d'hydroxyapatite, de fibres de collagène dénaturées, d'eau, de protéines et de bactéries. Elle se forme après un fraisage dentaire. En fonction du type de fraise utilisée, son épaisseur peut varier de 0,5 à 1,5 micromètres (21).

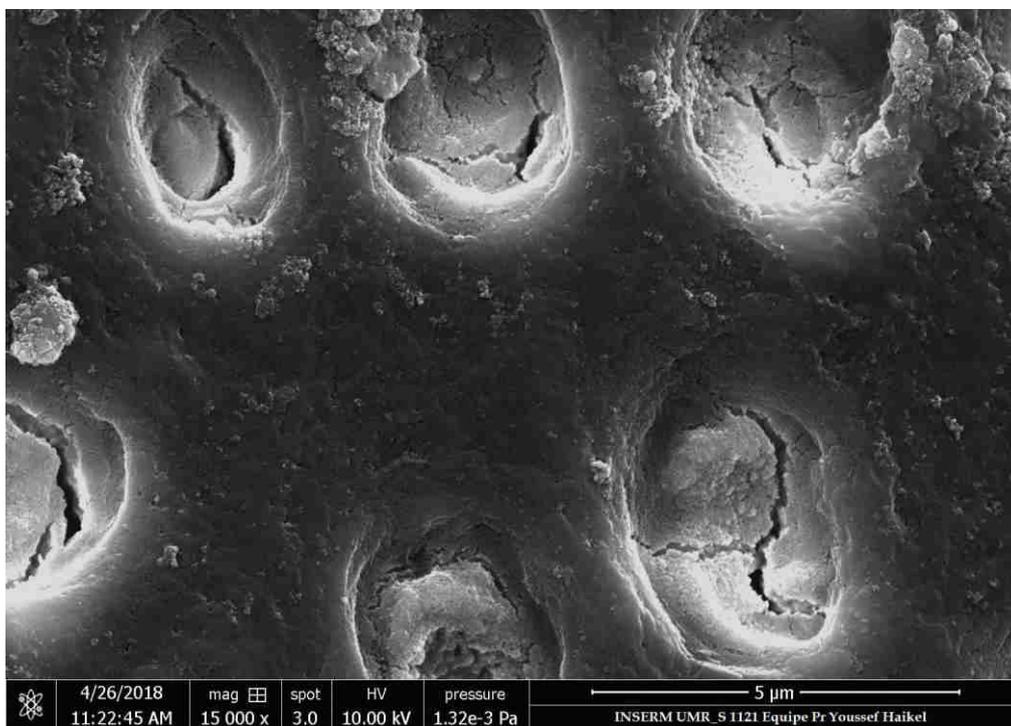


Figure 5 : Visualisation au microscope électronique à balayage d'une vue transversale de dentine fraisé avec la boue dentinaire recouvrant l'entrée des tubuli dentinaires, INSERM UMR_S 1121 Equipe du Pr. Youssef Haikel Strasbourg

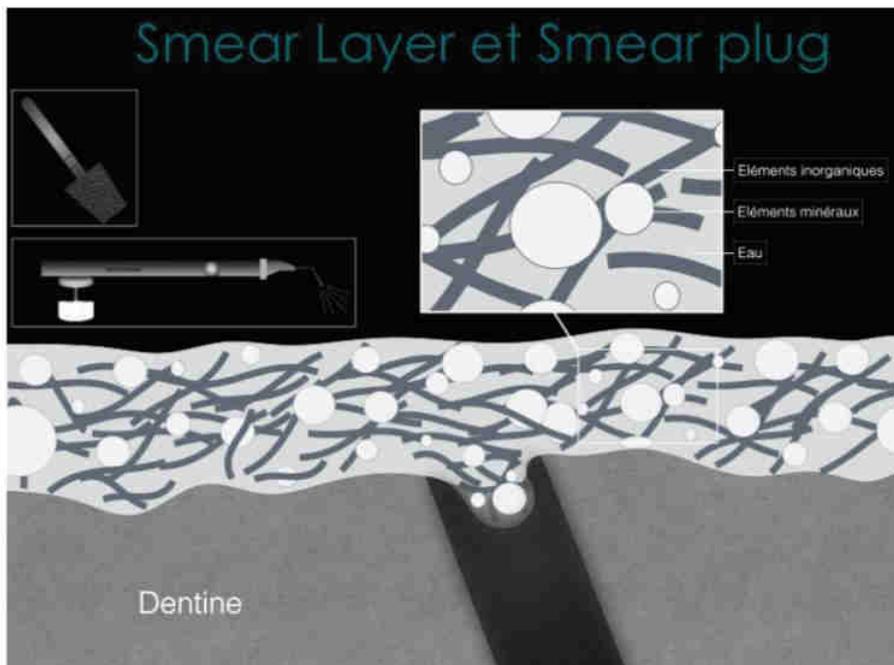


Figure 6 : Schéma de la composition de la boue dentinaire.
Iconographie personnelle.

2.2.5.4.2. La gestion de la boue dentinaire

La présence de la boue dentinaire présente des avantages et des inconvénients. Le principal avantage de la boue dentinaire est qu'elle se comporte comme une barrière naturelle à la pénétration d'irritants pulpaire en cas de proximité pulpaire. En revanche, la persistance de la boue dentinaire compromet l'adhésion dentinaire. De ce fait, deux stratégies s'offrent au praticien :

- L'élimination complète de la boue dentinaire avec la famille des systèmes MR et l'utilisation de l'acide orthophosphorique
- La conservation de la boue dentinaire avec les SAM. La boue dentinaire, via les monomères acides de l'adhésif est partiellement dissoute et de manière simultanée la résine adhésive infiltre la surface dentinaire (22) (23).

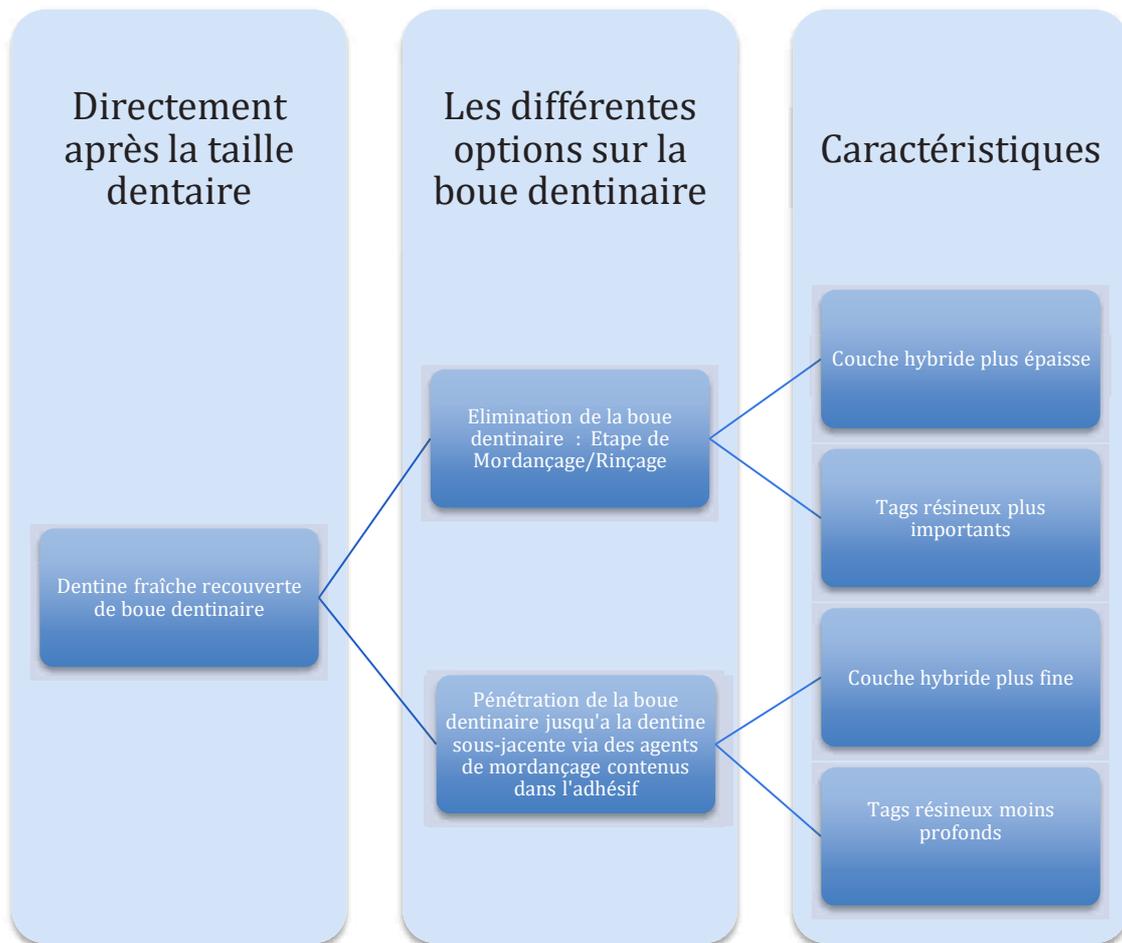


Figure 7 : Gestion de la boue dentinaire. Iconographie personnelle.

2.3. Les résines composites

2.3.1. Définition

Un matériau composite est un matériau hétérogène présentant une phase organique résineuse et une phase inorganique composée de charges essentiellement minérales. La cohésion de ces deux phases est assurée par un agent de couplage : le silane (24).

2.3.2. La composition

Une résine composite est constituée de trois éléments (24)

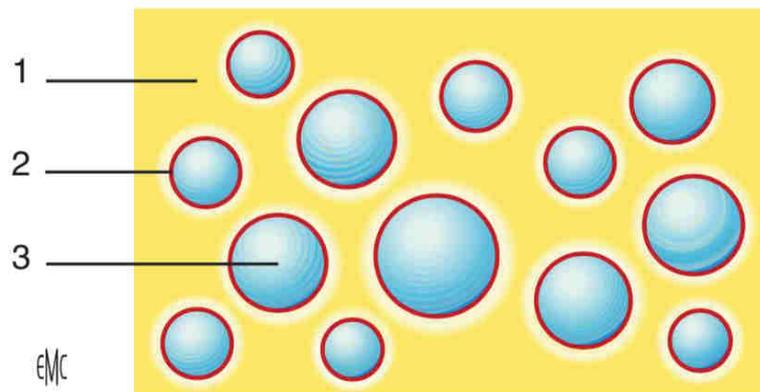


Figure 8 : Représentation schématique d'une résine composite (1 : matrice organique 2 : Agent de couplage organo minérale. 3 : charges)

2.3.2.1. La phase organique

La phase organique représente entre 25 et 50 % du volume du composite. Elle comprend : la matrice résineuse, des abaisseurs de viscosité, un système de polymérisation et divers additifs. Elle conditionne la viscosité du composite et lui confère la capacité de passer d'une phase plastique à une phase rigide. La matrice organique du composite présente une faible résistance mécanique, un coefficient de

dilatation thermique et un retrait de polymérisation élevé. Par conséquent, elle constitue le point faible du composite.

La matrice résineuse est le composant chimiquement actif du composite. Cette matrice résineuse est représentée par les groupements << R-dimétacrylates>>, rendant ainsi toutes les résines composites compatibles entre elles et avec les adhésifs. Les monomères couramment utilisés sont le Bis-GMA (bisphénol A-glycidyl méthacrylate) et des monomères de polyuréthane (24).

2.3.2.2. La phase inorganique

La phase inorganique est constituée par des charges, représentées classiquement par des macrocharges avec des particules de verres ou de quartz et des microcharges constituées de silice (SiO_2). Ces charges sont liées à la matrice résineuse par un agent de couplage qui est le silane. Elles augmentent les propriétés mécaniques du composite, améliorent les propriétés physico-chimiques (diminution du retrait de polymérisation et du coefficient de dilatation thermique) et rendent le composite radio-opaque (24).

2.3.2.3. L'agent de couplage

L'agent de couplage, encore appelé liant, constitue l'interface résine-charge. Il permet de relier la charge minérale et la résine. C'est un agent de couplage organo minérale (25).

2.3.3. La classification

Le paramètre principal de classification des résines composites se base sur la taille moyenne des particules de la phase inorganique. D'autres critères peuvent être pris en considération comme la viscosité, la distribution des charges ou le mode de polymérisation (25).

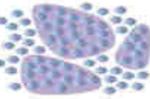
Famille	Pourcentage de charges		Distribution des charges
Macrochargés 	78,0	67,0	1 à 40 μm
Microchargés Homogènes 	55,0	35,0	0,04 μm
Hétérogènes 	57,1	44,5	0,04 μm 10 à 50 μm
Hybrides 	85,3	68,5	1 à 1,5 μm 10 à 15 μm
Microhybrides 	77,5	59,7	0,6 à 1 μm 0,04 μm
Microhybrides nanochargés 	77,4	61,0	< 0,4 μm 1 à 20 nm

Figure 9 : Structure, pourcentage de charge et distribution des charges de résine composite de viscosité standard. (25)

2.3.3.1. Les composites fluides

Les composites fluides sont principalement utilisés pour le comblement de microcavités ou la mise en place d'un fond cavité comme substitut dentinaire. Leur fluidité est due à leur faible pourcentage en charges inorganique. Cette résine permet un meilleur étalement et une meilleure adaptation aux reliefs de la cavité. Ils sont utilisés en fine couche en raison de leur forte rétractation de prise lors de la polymérisation et leurs faibles propriétés mécaniques.

2.3.3.2. Les résines composites « bulk fill » ou résines composites de placement en masse

Ce sont des composites d'obturations dits en <<un temps>>, utilisés pour les secteurs postérieurs. Ils existent, soit sous formes fluides alors utilisés en fond de cavité, elles sont plus chargées et subissent moins de rétraction de prise qu'un composite fluide classique, soit sous forme modelable pour remplir une cavité postérieure en monocouche, si cette dernière n'excède pas 4mm de profondeur(26).

2.3.3.3. Les résines de collage

Les résines de collage se scindent en trois grandes familles :

- Les colles sans potentiel adhésif : elles représentent la grande majorité des résines de collage. Elle nécessite un conditionnement des surfaces prothétiques et dentaires ainsi que l'utilisation d'un adhésif.
- Les colles avec potentiel adhésif : elles se caractérisent par la présence de monomère de 10-MDP ou de 4-META. Les surfaces prothétiques et dentaires doivent être conditionnées mais elles ne nécessitent pas de système adhésif (27).
- Les colles auto adhésives : cette sous-famille est apparue récemment. Ces colles auto-adhésives ne nécessitent aucun système adhésif, ni aucun conditionnement des surfaces prothétiques ou dentaires. Toutes les colles auto-adhésives sont à prise duale (chémopolymérisable et photopolymérisable).

3. Les adhésifs

3.1. La classification

3.1.1. L'historique

La classification historique énumère de façon chronologique de 1952 à aujourd'hui les sept générations d'adhésifs. Cette nomenclature ne prend en compte ni le principe d'action des différentes familles ni leurs performances.

Nous ne rentrerons donc pas dans les détails de cette classification. Seules les 4^{ème}, 5^{ème}, 6^{ème} et 7^{ème} générations sont encore commercialisées.

3.1.2. La classification rationnelle

La classification rationnelle décrite par **Van Meerbeek** (28) et **Michel Degrange** (29) répertorie en fonction de leurs principes d'action et du nombre de séquences d'applications, deux grandes familles :

- La famille qui élimine complètement la boue dentinaire. Elle se caractérise par un prétraitement de la surface dentaire, avec une étape de mordançage/rinçage.
- La famille qui dissout la boue dentinaire. Elle se caractérise par l'absence de rinçage et une application directe de l'adhésif sur la surface dentaire.

3.1.3. La classification moderne en fonction du nombre de séquences cliniques

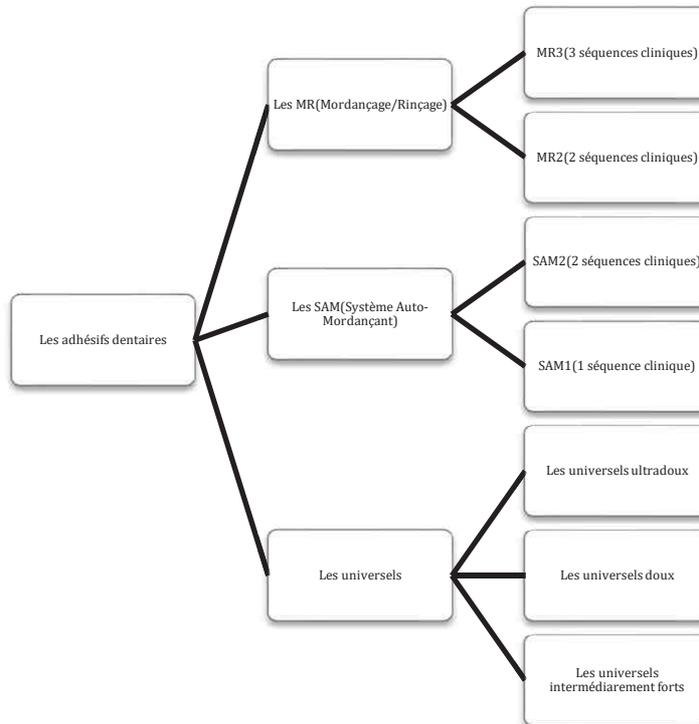


Figure 10 : Classification moderne des adhésifs. Iconographie personnelle.

3.2. La composition de base commune à toutes les familles d'adhésifs

3.2.1. Les composants résineux

Les composants résineux se composent d'un squelette carboné. Cette chaîne, par sa longueur, conditionne la viscosité de la résine, et donc sa mouillabilité. En fonction des extrémités de leur squelette carboné, deux types de monomères existent : soit un monomère fonctionnel, soit un monomère « cross linker » (30).

3.2.1.1. Les monomères fonctionnels

Le monomère fonctionnel se caractérise par une extrémité polymérisable et une extrémité fonctionnelle.

L'extrémité fonctionnelle confère au monomère une fonction chimique spécifique.

Par exemple, le 2-Hydroxyéthyl Méthacrylate (l'HEMA) permet de stabiliser une solution contenant des monomères hydrophiles, et des monomères hydrophobes. Ce dernier améliore également la mouillabilité du revêtement.

3.2.1.2. Les monomères « cross linker »

Les monomères cross linker représentent la colonne vertébrale de l'adhésif. C'est un agent de réticulation. Il possède au minimum deux extrémités polymérisables.

Le monomère cross linker le plus connu est le bisphénol A-glycidyl méthacrylate (Bis GMA). Le Bis-GMA provient de la réaction entre le bisphénol A et l'époxyde(30). Les caractéristiques du Bis-GMA sont :

- Un poids moléculaire élevé. C'est un monomère extrêmement rigide qu'il faudra utiliser conjointement à des fluidifiants.
- La présence de deux fonctions hydroxyles instables en milieu acide.
- La présence deux fonctions cétones, qui s'ouvrent en présence d'eau. Le monomère est donc très hydrophobe.
- La présence de doubles liaisons CH_2 . On retrouve également ces doubles liaisons CH_2 dans les composites de restauration ou de collage. Cette similitude garantit une continuité de polymérisation de l'adhésif et du composite, ainsi qu'une meilleure résistance mécanique.

3.2.2. Les initiateurs et les inhibiteurs de la polymérisation

Les inhibiteurs de prise sont présents en faible quantité. Cette quantité est sans influence au moment de la photo polymérisation. Ils sont néanmoins indispensables pour le transport et la conservation de l'adhésif (31).

La résine se termine par deux doubles liaisons méthacrylate de méthyle (CH_2). La camphorquinone est un initiateur de la polymérisation. Lorsqu'elle est excitée par un photon, elle libère des radicaux libres qui viennent casser les doubles liaisons CH_2 . La rupture des doubles liaisons CH_2 marque le début de la polymérisation en chaîne. La résine passe d'un état plastique à un état rigide.

3.2.3. Les solvants

Les solvants utilisés sont l'eau et/ou les solvants organiques. Ils permettent d'améliorer la mouillabilité de l'adhésif. L'eau permet de réhydrater les fibrilles de collagène et les solvants organiques permettent de déplacer l'eau afin de faciliter l'infiltration du monomère au sein des fibrilles de collagène. Le solvant doit être évaporé par séchage avant la polymérisation de l'adhésif. Dans le cas contraire, la pérennité de la couche hybride sera compromise (32). Un solvant se choisit en fonction de deux facteurs :

- Son temps d'évaporation : il conditionne en partie le degré d'humidité de la dentine. Un temps d'évaporation lent laisse une dentine avec un contenu hydrique plus important que si le solvant présente un temps d'évaporation rapide
- Sa conservation : plus un solvant est volatil et plus le primer perd de son efficacité au fur et à mesure des ouvertures et fermetures du flacon.

3.2.3.1. L'eau

L'eau est un solvant efficace, en revanche son temps d'évaporation est long. Il permet par sa réhydratation d'éviter un collapsus des fibrilles de collagène au moment de l'application de l'adhésif.

3.2.3.2. L'acétone

L'acétone est un solvant très volatil et repousse fortement l'eau. Il est deux fois plus volatil que l'éthanol.

3.2.3.3. L'éthanol

L'éthanol est un solvant qui permet de réhydrater la dentine. Il s'évapore rapidement.

3.2.3.4. Le Ter-Butanol

Le Ter-butanol est le solvant le plus récent du marché. Il est moins sensible à l'humidité, et imprègne plus facilement les fibrilles de collagène effondrées (33).

	Eau	Acétone	Ethanol	Ter-butanol
Avantages	Réhydrations de la trame collagénique	Repousse fortement l'eau résiduelle	Temps d'évaporation court	- Peu sensible à l'humidité - temps d'évaporation court - Solubilité correcte dans l'eau et les polymères
Inconvénients	Temps d'évaporation long	- Très volatile - Peu efficace face à une dentine desséchée	Moins efficace sur une dentine humide	Pénétration très importante dans le réseau collagénique

Tableau 1 : Bilan des avantages et des inconvénients des différents solvants (31).

3.2.4. Les charges (facultatives)

Les charges sont toujours retrouvées dans les résines composites, cependant ce sont des composantes facultatives de la résine adhésive. Elles permettent de réduire le taux de résine et de diminuer la contraction de prise de la résine. Les charges augmentent l'épaisseur de l'adhésif (31).

Les charges peuvent être ajoutées aux résines adhésives pour plusieurs raisons (30) :

- Afin d'augmenter la viscosité de l'adhésif et d'empêcher son amincissement excessif, une épaisseur d'adhésif trop fine risque de présenter une polymérisation

incomplète en raison de la couche superficielle non polymérisée au contact de l'oxygène

- Afin d'augmenter l'élasticité de la résine adhésive et diminuer les contraintes sur la résine composite.

Le nombre de charges est limité. Une résine adhésive trop chargée sera trop visqueuse, sa mouillabilité sera compromise et ne pourra infiltrer le réseau collagénique. Le nombre de charges ne peut excéder 50 % de la composition de la résine adhésive. La taille des particules est également un facteur important dans l'efficacité des résines adhésives dans la mesure où des charges trop grandes empêcheraient l'infiltration de la trame collagénique et la pénétration au sein de la dentine.

3.3. Le Mordançage/Rinçage (Les systèmes MR)

La grande famille des MR se caractérise par un concept de « mordançage total ». C'est un mordançage simultané de l'émail et de la dentine par de l'acide orthophosphorique. Cette famille entraîne la suppression totale de la boue dentinaire.

3.3.1. Les MR3

3.3.1.1. Généralités

La famille des MR3 est la plus ancienne des familles encore commercialisées. Cette famille se décompose en trois flacons. Un premier contenant l'agent de mordançage, un second contenant le promoteur d'adhésion et enfin le troisième contenant la résine adhésive (34).

Cette famille est sensible aux erreurs de manipulation qui peuvent compromettre l'efficacité du collage. De par la complexité du protocole d'application, la pérennité des assemblages avec un système MR3 est très opérateur dépendant et impose une grande rigueur (35).

3.3.1.2. La composition

3.3.1.2.1. L'agent de mordançage

Le mordançage est une déminéralisation qui consiste en une dissolution des cristaux d'hydroxyapatite. Elle est limitée dans le temps et provoque la libération des ions calcium, phosphate et hydroxyde. La surface tissulaire est transformée en une surface poreuse et permet un ancrage mécanique du primaire et/ou de l'adhésif (32).

L'agent de mordançage le plus utilisé est l'acide orthophosphorique. Sa concentration optimale se situe entre 20 % et 40 %. Son temps d'action est de 15 secondes sur la dentine et de 30 secondes sur l'émail (32). Sa consistance physique sous forme de gel, et de couleur bleue permet une meilleure manipulation et une meilleure visibilité.

Au niveau de l'émail, l'acide orthophosphorique déminéralise l'émail intraprismatique et interprismatique de façon hétérogène, afin de créer un relief en 3D. Cette configuration permet à la résine d'infiltrer les espaces inter prismatiques formant des macro digitations et de créer une hybridation amélaire avec des cristaux d'hydroxyapatite emprisonnés (36).

Au niveau de la dentine, l'acide ortho phosphorique élimine la boue dentinaire et déminéralise la dentine péri-tubulaire et intertubulaire. La déminéralisation de la dentine péri-tubulaire élargit le diamètre des tubuli et favorise la diffusion de la résine adhésive en formant des tags résineux plus importants. La déminéralisation de la dentine intertubulaire expose les fibrilles de collagène et permet d'imprégner ces dernières avec la résine adhésive et de former une couche hybride.

Après application, l'agent de mordançage doit être rincé abondamment avec de l'eau afin de supprimer toutes traces de précipité.

L'utilisation d'un agent de mordançage à base d'acide orthophosphorique modifié avec de la chlorhexidine permet d'améliorer les valeurs d'adhérence dentine-composite en diminuant le « nanoleakage » et en inhibant en partie la dégradation de la couche hybride en comparaison avec l'utilisation d'acide orthophosphorique classique non dégradé. L'avantage d'intégrer un agent inhibiteur des protéases dans

l'acide permet d'améliorer la pérennité du collage sans pour autant alourdir le protocole de collage (37) (38).

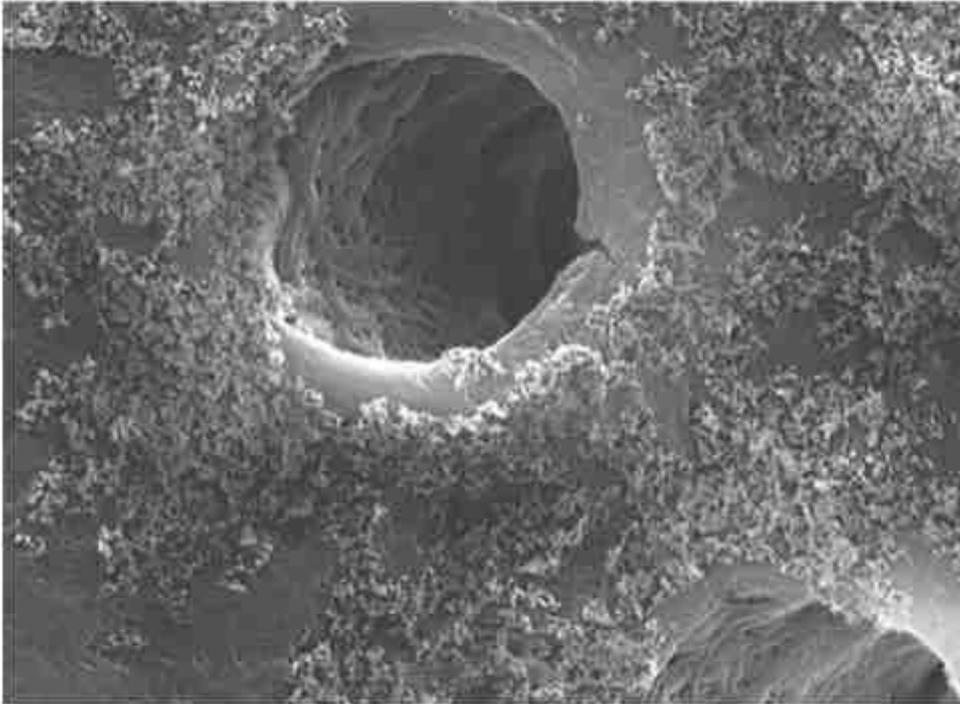


Figure 11 : Visualisation au microscope électronique à balayage de la déminéralisation de la dentine avec de l'acide orthophosphorique à 35% pendant 15 secondes. (39)

3.3.1.2.2. Le primaire

Le promoteur d'adhésion fait le lien entre une surface hydrophile : la dentine et une surface hydrophobe : l'adhésif. C'est une solution à base de solvant (eau ,éthanol, acétone...) et de monomères amphiphiles (39). Il permet la pénétration de la résine dans les tubuli en remplaçant l'eau du réseau de collagène pour le transformer en réseau hydrophobe (40).

Le monomère amphiphile le plus utilisé est une molécule de type HEMA. L'HEMA a une extrémité hydrophile pouvant interagir avec les fibrilles de collagène et une extrémité hydrophobe de type monométacrylate pouvant co-polymériser avec l'adhésif hydrophobe.

Cette molécule est mélangée dans un solvant. Le solvant permet d'augmenter la mouillabilité, de réhydrater les fibrilles de collagène en cas de collapsus et de

faciliter la pénétration des monomères polymérisables dans les tubuli en déplaçant l'eau résiduelle. Le solvant doit être éliminé par évaporation avant l'application de l'adhésif, sous peine de perturber et d'endommager la couche hybride en diminuant le taux de conversion du monomère de résine (32) (33) (41).

3.3.1.2.3. La résine

La résine adhésive constitue une interface adhérente et étanche entre la dentine et le futur matériau de restauration. Cette interface est constituée de la couche hybride et des tags résineux intratubulaires (32) (33) (41).

3.3.1.3. Les avantages/Les inconvénients

	Avantages	Inconvénients
MR3	- recul clinique - forte adhésion sur l'émail et sur la dentine	- temps - ergonomie : nombreuses manipulations

Tableau 2 : Avantages et inconvénients des MR3. Iconographie personnelle.

3.3.2. Les MR2

3.3.2.1. Généralités

La famille des MR2 est une simplification du protocole par rapport aux MR3. L'étape de mordantage/ rinçage est maintenue. L'étape suivante est réduite. Le primaire et la résine adhésive sont dans un même flacon, et appliqués de façon simultanée. (34)

En théorie, le protocole est plus simple, en réalité la gestion du degré d'humidité de la dentine est très difficile. Après l'étape de mordantage/rinçage, il faut sécher sans trop sécher. Mais comment évaluer objectivement le degré d'humidité ?

De ce fait, cette famille présente un taux important de sensibilités post opératoires (42).

Les MR2 se divisent en 3 sous familles en fonction du solvant utilisé :

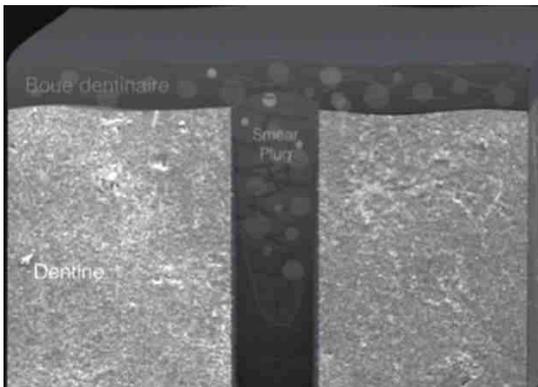
- Le solvant éthanol : c'est le solvant le plus tolérant vis-à-vis des différentes ouvertures/fermetures du flacon et de l'humidité de la surface dentinaire.
- Le solvant acétone : c'est le solvant le plus volatil, à cause de l'ouverture répétée du flacon, sa composition chimique se modifie. Il est très sensible au degré d'humidité de la dentine.
- Le solvant eau : peu volatil, son évaporation est lente et risque d'être incomplète, ce qui va interférer avec la polymérisation de la couche hybride.

3.3.2.2. Les avantages/Les inconvénients (34)

	Avantages	Inconvénients
MR2	- temps - plus ergonomique	- gestion de l'humidité -sensibilités post opératoires

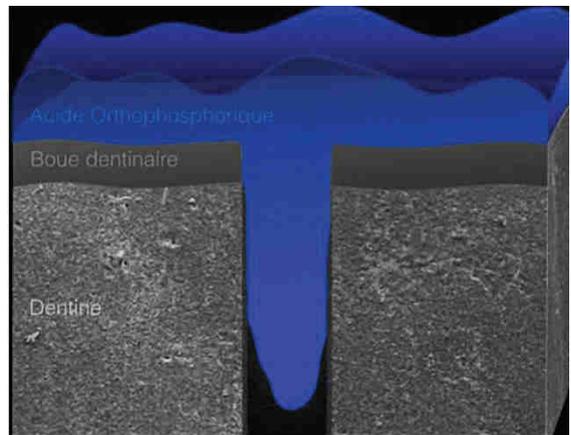
Tableau 3 : Avantages et inconvénients des MR2. Iconographie personnelle.

Représentation schématique des principales étapes d'application de la résine de la famille des MR. (Iconographies personnelles.)

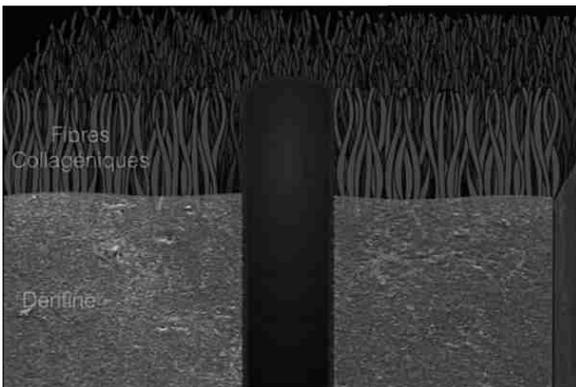


Surface dentinaire après fraisage à la fraise diamantée.

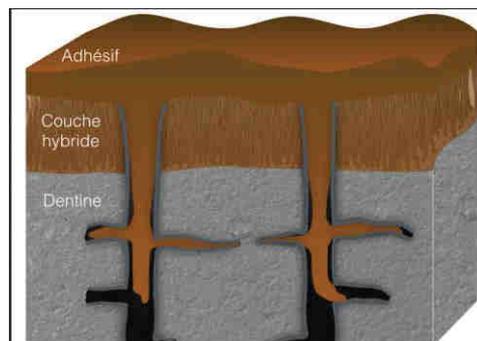
Représentation après application d'acide orthophosphorique sur la dentine pendant 15 secondes.



Dentine après rinçage de l'acide orthophosphorique et séchage à la seringue à air. Visualisation de l'exposition des fibrilles de collage de la dentine intertubulaire et la perméabilité des tubuli dentinaires.



Imprégnation de la résine adhésive au sein de fibrilles de collagène et la formation de tags de résine au sein des tubuli dentinaires.



3.4. Le Système Auto-Mordançant (SAM)

3.4.1. Les généralités

Les adhésifs auto-mordançants s'affranchissent de l'étape de mordantage et de rinçage. Cette dernière est source d'erreurs techniques, et présente également un risque de déminéralisation des tissus durs plus important que la capacité d'infiltration de la résine adhésive. Cette simplification du protocole permet de diminuer les perturbations liées à l'opérateur et aux conditions cliniques (43).

3.4.2. La classification

3.4.2.1. En fonction du nombre d'étapes cliniques

En fonction du nombre d'étapes cliniques, on distingue deux sous familles :

- Les systèmes adhésifs auto-mordançants à deux étapes cliniques, dits SAM2 : cette famille se démarque des SAM1 par l'application dans un premier temps d'un primer acide ayant une double fonction, la déminéralisation et le conditionnement de l'émail et de la dentine, puis dans un second temps l'application de la résine hydrophobe.

- Les systèmes adhésifs auto-mordançants à une étape clinique ou SAM1 : dans ce cas, le primer et la résine adhésive sont appliqués en même temps sur le substrat dentaire, sans mordantage préalable.

3.4.2.2. En fonction du pH

Le pH, l'agressivité de l'adhésif et sa composition chimique conditionnent l'action des SAM sur l'émail et/ou la dentine. Ces trois facteurs influencent la profondeur d'interaction au sein des tissus dentaires (43). Sur ces principes, **Van Meerbeek** (28) propose une classification indépendante de celle évoquée ci-dessus :

- Les systèmes <<doux>> qui se caractérisent par une déminéralisation entre 0,5 et 1 micromètre.
- Les systèmes <<moyens>> qui peuvent créer une déminéralisation allant de 1 à 2 micromètres.
- Les systèmes <<forts>> dont la profondeur d'interaction est égale ou supérieur à 5 micromètres.

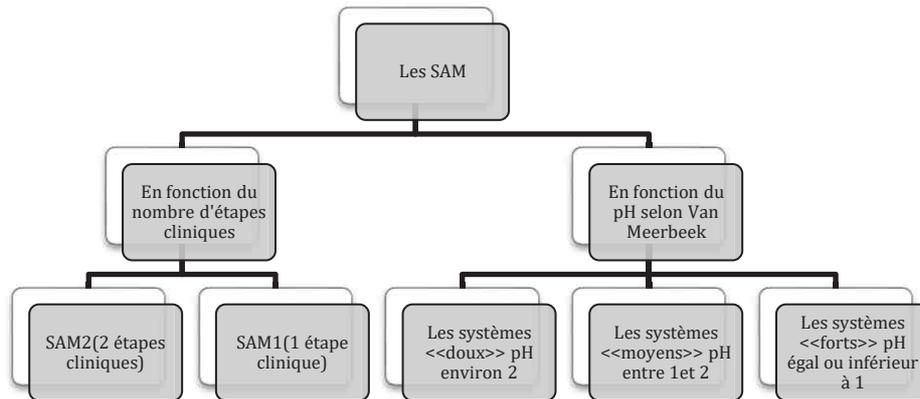


Figure 12 : Classification des adhésifs de la famille des SAM en fonction du pH.

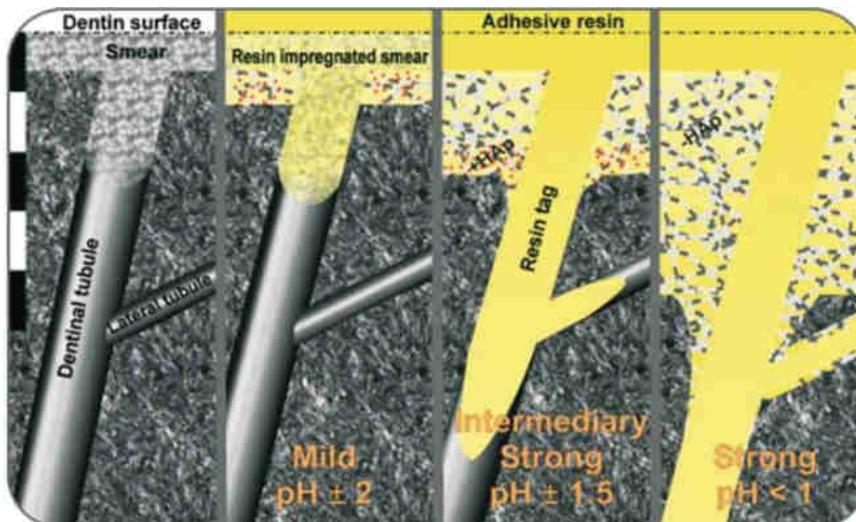


Figure 13 : Visualisation schématique de l'interaction des différents SAM en fonction de leur acidité avec la dentine (36).

3.4.3. Les avantages/Les inconvénients (44) (45) (46).

	Avantages	Inconvénients
SAM2	<ul style="list-style-type: none"> -Faibles risques de sensibilités post opératoires -Résultats reproductibles -Faibles risques de collapsus des fibrilles de collagènes -Moins de risque de pollution des surfaces (ex : saignements gingivaux après l'étape de mordançage) 	<ul style="list-style-type: none"> -Incompatibilités avec certaines résines de collage -Performance au niveau de l'émail
SAM1	<ul style="list-style-type: none"> - Un seul flacon - Pas de rinçage - Faibles risques de sensibilités post opératoires - Moins de risque de pollution des surfaces - Résultats reproductibles 	<ul style="list-style-type: none"> - Durée de vie des flacons selon le mode de conservation - Performance d'adhérence sur l'émail et la dentine

Tableau 4 : Avantages et inconvénients des SAM.

3.4.4. Les caractéristiques

Les SAM déminéralisent et imprègnent le support amélo dentinaire de façon simultanée. La boue dentinaire n'est pas supprimée, mais stabilisée et imprégnée (44). La conservation de la boue dentinaire diminue la perméabilité dentinaire et réduit considérablement le risque de sensibilités dentinaires.

L'eau est un constituant indispensable des SAM, il peut être associé ou non à d'autres solvants. La persistance d'eau résiduelle avant polymérisation compromet la qualité de la couche hybride (45). Il est donc indispensable de sécher l'adhésif afin de diminuer l'épaisseur de la couche hybride et de permettre l'évaporation du solvant (44).

La handicap des SAM1 est le mélange au sein d'un même flacon d'une solution hydrophile et d'une solution hydrophobe (44).

Au niveau amélaire, les cristaux d'hydroxyapatites déminéralisés ne sont pas évacués, la pénétration de la résine adhésive est donc limitée (45).

Par ailleurs, les SAM présentent une incompatibilité avec certaines colles chémopolymérisables et les composites duals en raison de leur acidité (3).

3.5. Les adhésifs universels

3.5.1. Les généralités

Dans le but de rendre les protocoles de collage plus simples, tout en préservant leurs fiabilités, les fabricants proposent en 2011, une nouvelle famille d'adhésif : les adhésifs universels.

Il ne faut pas confondre les adhésifs universels avec les adhésifs de 7^{ème} génération. Les adhésifs universels sont plus hydrophobes que les SAM1 et sont conditionnés dans un seul flacon.

3.5.2. La classification

Les adhésifs universels sont classés en fonction de leur acidité. La classification se scinde en trois sous-familles : les adhésifs universels dits « ultra-doux », « doux » et « intermédiairement forts » (47).

	Ultra doux : pH>3	Doux : 1,5 < pH < 3)	Intermédiairement fort : PH<1,5
Adhésifs universels	All Bond Universal®	Scotchbond Universal® Futurabond U® Single Bond Universal® Clearfil Universal Bond® Adhese Universal®	Peak Universal bond® G-Premio Bond ®

Tableau 5 : Classification des principales formes commerciales en fonction de leur pH.

3.5.3. Les caractéristiques

Il n'existe pas de définition officielle pour les adhésifs universels. Cependant, un adhésif universel doit présenter trois caractéristiques (48) :

- il doit être utilisable en multimode : un adhésif universel doit pouvoir être utilisé selon le protocole d'un MR2, selon le protocole d'un SAM1 ou selon la combinaison des deux protocoles avec un mordantage sélectif de l'émail (49) .
- il doit être compatible avec les composites de restauration, ainsi que les résines de collage.
- il doit présenter un potentiel d'adhésion aux substrats dentaires et aux matériaux prothétiques. La colonne vertébrale des adhésifs universels est un ester de phosphate (R-O-PO₃H₂) ayant pour particularité de se lier chimiquement aux :
 - métaux
 - oxydes de zirconium
 - tissus dentaires par la formation de sels de calciums insolubles
 - composites (50)

L'ester de phosphate le plus utilisé est le 10-méthacryloyloxydécyle-dihydrogène(10-MDP) découvert en 1980 au Japon par les chimistes de l'équipe de **Kuraray** et dont le brevet a pris fin en 2003, ce qui a permis aux industriels de l'utiliser.

Tous les adhésifs universels ne contiennent pas du 10-MDP. En effet, d'autres esters de phosphate sont utilisés comme :

- Le PENTA-P (monophosphate d'acrylate de penta dipentaérythritol) dans le Prime & Bond Elect ®.

- Le GPDM (glycéro-phosphate de diméthécrylate)

Cependant, nombreux sont les adhésifs universels contenant du 10-MDP comme :

- Adhese Universal ®

- All Bond universal ®

- Clearfil Universal Bond ®

- Futurabond U ®

- Scotchbond Universal ®

3.5.3.1. Interactions chimiques du 10-MDP et adhésion au substrat dentaire

Lorsque les adhésifs universels sont utilisés en mode SAM, ils fonctionnent essentiellement comme des SAM1, mais se distinguent chimiquement notamment par la présence d'un ester de phosphate. Le plus utilisé et le plus connu est le 10-MDP.

Le 10-MDP vient s'ioniser avec la dentine en formant des sels de calcium stables sur les cristaux d'hydroxyapatite sous forme de nano-couches. La liaison avec le 10-MDP est plus stable et efficace dans l'eau que celle fournie par les autres monomères fonctionnels(23).

Le 10-MDP présente de nombreux avantages, mais la littérature semble montrer que ce dernier est incompatible avec l'HEMA. L'interaction de ces deux monomères interfère dans la formation de nano-couches du 10-MDP avec la dentine (51).

3.5.3.2. Incompatibilité des adhésifs universels

La définition d'un adhésif universel est encore confuse. Certains adhésifs universels ne peuvent pas être utilisés sans un activateur à double polymérisation lors de l'assemblage avec une résine de collage auto-polymérisable ou à prise duale. Par conséquent, faut-il retirer ces adhésifs de la famille des adhésifs universels ? Ou faut-il élargir la définition des adhésifs universels ?

Il existe une corrélation directe entre l'acidité des adhésifs universels et la compatibilité avec les résines auto-polymérisables ou à prise duale. Plus l'adhésif est acide, plus le risque d'incompatibilité augmente (48). Par exemple, les adhésifs universels Clearfil Universal Bond® et le Scotchbond Bond Universal® nécessitent l'ajout d'un activateur à double polymérisation compatible avec l'acidité de l'adhésif lorsque des colles d'une marque différente sont utilisées. Cependant, l'adhésif All Bond Universal® présente un pH faible et est compatible avec toutes les résines de collage sans activateur (48). Les deux principales raisons de cette incompatibilité entre certains adhésifs universels et les résines de collage auto-polymérisables ou duals sont :

- La désactivation des amines tertiaires aromatiques qui jouent un rôle crucial dans le mécanisme de polymérisation des résines duales ou auto-polymérisables.

- La présence de peroxyde stable au sein de la couche superficielle non polymérisée due à l'inhibition par l'oxygène. Plus la résine de collage sera en contact avec le peroxyde, plus le risque d'interférence avec la polymérisation est important. Par conséquent, les réactions dites « rapides » comme la photopolymérisation réduisent fortement le temps disponible pour l'oxygène atmosphérique d'interagir avec les radicaux libres, à l'opposé des matériaux à prise lente comme les résines autopolymérisables et à prise duales (52).

Afin de mieux comprendre l'indication des principales formes commerciales disponibles, ci-dessous est présenté un tableau récapitulatif de plusieurs adhésifs universels avec leurs principaux composants.

Formes commerciales	pH	Ester de phosphate	Présence/absence de silane	Solvant	Compatibilité avec les résines de collage autopolymérisables ou à prise duales
All Bond Universal®	3,2	10-MDP	/	Eau + éthanol	Compatible sans activateur
Single Bond Universal®	2,7	10-MDP	Silane	Eau + éthanol	Activateur nécessaire
Scotchbond Universal®	2,7	10-MDP	Silane	Eau + éthanol	Activateur nécessaire sauf pour la colle RelyX Ultimate
Adhese Universal®	2,5	10-MDP	/	Eau + éthanol	Compatible sans activateur
Prime and Bond Elect®	2,5	PENTA-P	/	Eau + acétone	Activateur nécessaire
Futurabond U®	2,3	Pas de 10-MDP	/	Eau + éthanol	Compatible sans activateur
Clearfil Universal bBond®	2,3	10-MDP	Silane	Eau + éthanol	Activateur nécessaire sauf pour la colle Clearfil DC ou Panavia

Tableau 6 : Composition et caractéristiques des principaux adhésifs universels. (53) (54) (55) (48)

4. Performances des adhésifs en fonction du substrat

Cette partie interrogera les performances des différentes familles d'adhésifs, principalement sur les surfaces amélaire et dentinaires saines.

L'adhésion en dentisterie est une discipline avec des protocoles stricts qu'il faut respecter avec beaucoup de rigueur pour obtenir une restauration pérenne.

Les études de laboratoire sont principalement utilisées pendant la phase de développement des matériaux de restauration pour définir leurs principales caractéristiques. Le test de micro-traction développé par **Sano et al** (56) est la norme actuelle pour les valeurs de liaison. Bien que ces tests fournissent beaucoup d'informations utiles sur les propriétés de collage des adhésifs, les contraintes appliquées aux interfaces des adhésifs sont différentes de celles appliquées dans la bouche. Pour ces raisons, des essais de contraintes/fatigues mécaniques ont été utilisés pour étudier de manière dynamique l'efficacité de la liaison entre les interfaces.

Si les essais comparent souvent les valeurs d'adhérence immédiate, il ne faut pas oublier la durabilité de l'adhérence dans des conditions vieilles considérées comme plus pertinentes sur le plan clinique. Les méthodes de vieillissement les plus populaires sont la dégradation thermique (thermocyclage) ou le stockage dans de l'eau ou dans de la salive artificielle(23).

4.1. L'émail

4.1.1. Données actuelles de la science

L'adhésion amélaire dépend de l'état de surface. La préparation de l'émail est un prérequis indispensable avant le choix du système adhésif (57). Cliniquement, la gestion d'une interface principalement représentée par de l'émail est rencontrée lors d'une restauration directe, avec par exemple la fermeture de diastèmes ou lors de restaurations indirectes avec la réalisation de facettes ou de « table top ».

Par conséquent, il s'agira d'étudier dans un premier temps le protocole de préparation idéale d'une surface amélaire, puis dans un second temps, nous mettrons en comparaison les performances des différentes familles d'adhésifs face à l'adhésion amélaire.

4.1.2. La préparation de l'émail

4.1.2.1. La sélection d'un émail de qualité

L'émail est un tissu anisotropique (4). L'objectif est de provoquer une déminéralisation différentielle de l'émail, afin d'obtenir une surface rugueuse et de créer un ancrage micro mécanique de l'adhésif après photopolymérisation (58). Ce profil de mordantage n'est possible que sur de l'émail prismatique. L'adhésion amélaire est conditionnée par sa microstructure et l'orientation des prismes (59).

Sur de l'émail sain, deux types d'émail peuvent compromettre l'adhésion : l'émail aprismatique et l'émail de surface hyper minéralisé. L'émail aprismatique est composé de cristallites parallèles : le mordantage sera homogène et l'état de surface lisse. L'émail de surface hyper minéralisé sera résistant au mordantage. L'émail aprismatique et l'émail de surface hyperminéralisé doivent être éliminés avant toute procédure de collage (60).

4.1.2.2. Le nettoyage

Le collage doit être réalisé sur un émail propre et sain. En l'absence de traitement, l'émail est lisse et recouvert d'une plaque bactérienne qui altère la mouillabilité de l'adhésif.

L'acide orthophosphorique nettoie la surface amélaire et diminue la charge bactérienne de 50 % bien que ce ne soit pas son indication (61). L'émail doit être nettoyé avec de la pierre ponce ou par polissage avec une bague à grain fin avant d'être mordancé (41).

4.1.2.3. La mise en place d'un champ opératoire étanche

Le collage demande de la rigueur et est soumis à des protocoles stricts. Il est cliniquement reconnu que la mise en place d'une digue étanche est la solution de choix, mais dans quelles mesures la digue influence-t-elle la qualité des restaurations collées ?

Lors des séances de collage, la contamination par le sang et la salive doit être impérativement évitée. La digue est un facteur de réussite à long terme pour nos restaurations collées. Une méta-analyse de 2012 montre l'influence positive de la digue sur la diminution des fractures et sur l'augmentation de la longévité globale des restaurations directes (62). A 8 ans, 90 % des restaurations cervicales placées sous digue restent en place contre 70 % pour celles sans digue (63). L'humidité relative de l'air a une influence négative sur la force de liaison à l'émail et surtout à la dentine (64), or la digue est un moyen efficace pour diminuer cette humidité intra-buccale (33% au lieu de 88% en postérieur).

La contamination salivaire durant un collage affecte peu les ciments verres ionomères (65), alors que les forces de liaison des résines composites sont fortement diminuées, quel que soit le système adhésif utilisé (66). Les valeurs d'adhérence sont significativement inférieures en cas de contamination sanguine après photo polymérisation de l'adhésif. Dans ce cas, il faut reprendre le protocole de collage, car un simple rinçage et séchage ne suffisent pas (67).

4.1.2.4. Le sablage

Le sablage à l'oxyde d'alumine permet de nettoyer la surface amélaire et d'augmenter la rugosité de surface de l'émail, comparé à l'application d'acide phosphorique seule (68) (69).

4.1.2.5. Le mordantage

L'acide ortho phosphorique déminéralise préférentiellement les cristaux d'hydroxyapatite orientés perpendiculairement à la surface exposée. Les cristallites orientés à 45 degrés seront déminéralisés dans une moindre mesure (70).

La concentration optimale de l'acide orthophosphorique est comprise entre 20 % et 40 %. Il doit être appliqué pendant 30 secondes sur la surface amélaire (71). Il n'y a pas de différence significative entre l'application dynamique de l'acide orthophosphorique et l'absence de frottement de ce dernier pendant son application sur l'émail (72) (73). En fin d'application, l'acide orthophosphorique doit être aspiré et la surface dentaire doit être rincée abondamment avec de l'eau pendant 30 secondes pour supprimer toutes traces de précipités.

Actuellement, l'acide orthophosphorique reste la solution de choix pour la préparation amélaire (74). La qualité du mordantage conditionne la valeur d'adhésion à l'émail (36).

4.1.3. Les performances des différents systèmes adhésifs sur l'émail

4.1.3.1. Les MR vs les SAM

Les MR restent l'une des familles les plus fiables et pérennes lors d'un collage sur une surface principalement amélaire (34) (57) (75).

Au niveau de l'émail, l'enjeu est de créer un microclavetage profond et d'utiliser une résine avec une faible viscosité capable d'investir le microrelief. Les MR présentent des fronts de déminéralisation importants allant jusqu'à 6,9 micromètres de profondeur, alors que les SAM ne dépassent pas 3,5 micromètres (57).

En raison de la faible teneur en eau et en matières organiques de l'émail, il n'y pas de différences significatives entre les valeurs d'adhérence des MR3 et des MR2 (34) (76) (77).

Afin de mieux comprendre l'action des SAM sur l'émail, ces derniers seront classés et décrits dans cette partie en fonction de leur acidité et non en fonction du nombre de séquences cliniques.

Pour garantir une adhésion amélaire performante, les SAM doivent être capables dans un premier temps de traverser la boue amélaire. Seuls les plus acides d'entre eux en sont capables (78). Le point faible des SAM lors de l'adhésion sur l'émail est l'absence de rinçage de la boue amélaire. Les cristaux d'émail déminéralisés ne sont pas évacués et seront englobés par les monomères de résine

et par le solvant du primer. Les monomères acides seront inactivés de manière progressive par la précipitation des sels de phosphate de calcium (45) (43). Par conséquent, les performances des SAM sur l'émail sont limitées (79).

L'acidité des SAM n'est pas le seul facteur ayant un impact sur les valeurs d'adhérence (43). **Schini et al** (80) ont démontré que les valeurs d'adhérence sont, en grande partie, liées à la capacité de l'adhésif à s'immiscer et englober les cristaux d'émail individuels au sein des prismes (81). Ainsi, une adhésion mécanique faible peut être complétée par une adhésion chimique.

Actuellement, l'utilisation des SAM sur l'émail divise. Certaines études montrent qu'un mordantage préalable de l'émail améliore les performances des SAM, notamment celui du Clearfil SE bond®. Cette forte valeur d'adhérence semble se justifier par sa composition en 10-MDP (45) (82) (83). Mais d'autres études prouvent le contraire et décrivent cette démarche paradoxale pour deux raisons :

- Les SAM ont été créés pour supprimer l'étape de mordantage/rinçage. De ce fait, il faut choisir entre un MR ou un SAM en amont. Les adhésifs ont des protocoles d'emploi très stricts et il est fondamental de s'y tenir.

Une étude de 2010 montre que le mordantage sélectif de l'émail a une très faible incidence sur l'apparition de décolorations périphériques amélaire après 8 ans, entre le groupe sans mordantage comparé au groupe avec mordantage sélectif de l'émail (84).

4.1.3.2. Les adhésifs universels et l'adhésion amélaire

Les adhésifs universels sont plus performants lorsqu'ils sont utilisés en mode MR que lorsqu'ils sont utilisés en mode SAM sur l'émail(85) (83) (54) (47) .

Mc Lean compare les valeurs d'adhérence de cisaillement à l'émail de deux systèmes adhésifs universels utilisés en MR et en SAM (83) . Les valeurs d'adhérence amélaire des adhésifs universels sont stables dans le temps et ne montrent pas de différences significatives à 24 heures et à 6 mois (83) (47).

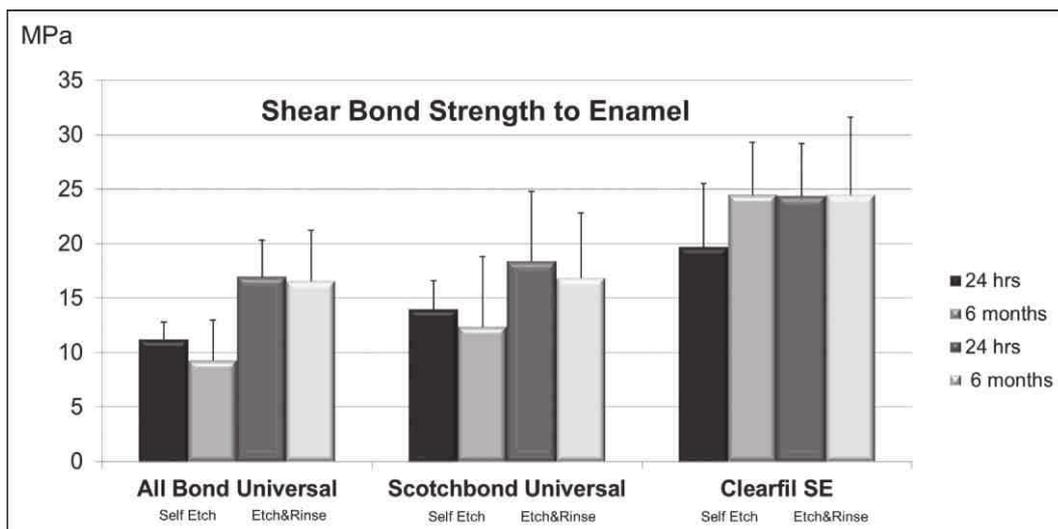


Figure14 : Valeurs d'adhérence en cisaillement amélaire de deux adhésifs universels utilisés en mode MR et SAM comparés à un SAM2 (83).

Les conclusions de la dernière méta-analyse sur les adhésifs universels menée en 2019 par **Cueva-Suarez** (47) mettent l'accent sur trois caractéristiques :

- l'adhésion amélaire des adhésifs universels sur l'émail est significativement supérieure lorsqu'ils sont utilisés en mode MR
- les valeurs d'adhérence amélaire ne sont pas influencées par leur niveau d'acidité (doux, ultra doux et intermédiaire)
- l'adhésion amélaire des adhésifs universels est stable dans le temps, qu'ils soient utilisés en mode SAM ou en mode MR.

Récemment, il est possible de voir dans la littérature des variations dans l'application de l'adhésif universel :

- une étude de 2016 (82) montre qu'un mordantage amélaire de 3 secondes permet d'obtenir les mêmes valeurs d'adhérence amélaire qu'un mordantage de 15 secondes.

- une étude de 2019 démontre qu'une application sonore de l'adhésif universel est une alternative au mordantage sélectif de l'émail, car elle permet d'augmenter le taux de conversion de la résine comparé à une application manuelle (86).

4.1.3.3. MR vs SAM vs adhésifs universels face à l'adhésion amélaire.

Dans un premier temps, il est intéressant de comparer les deux plus anciennes familles d'adhésif sur le marché, à savoir les MR vs les SAM, lors de l'adhésion amélaire. La simplification des procédures de collage à l'émail conduit à une diminution des performances.

Les valeurs d'adhérence ne sont pas uniquement liées aux profil de mordantage, mais les adhésifs SAM ne permettent pas d'obtenir des valeurs d'adhérence comparables au système MR sur l'émail (79) (36) (87).

Malgré leur moindre recul clinique, les adhésifs universels suscitent beaucoup d'intérêt, mais qu'apportent-ils de différent ?

D'après la littérature, les valeurs d'adhérence des adhésifs universels utilisés :

- En mode SAM, sont comparables à celles du système auto-mordançant.
- En mode MR, les valeurs d'adhérence sont comparables à celle de la famille des MR (53).

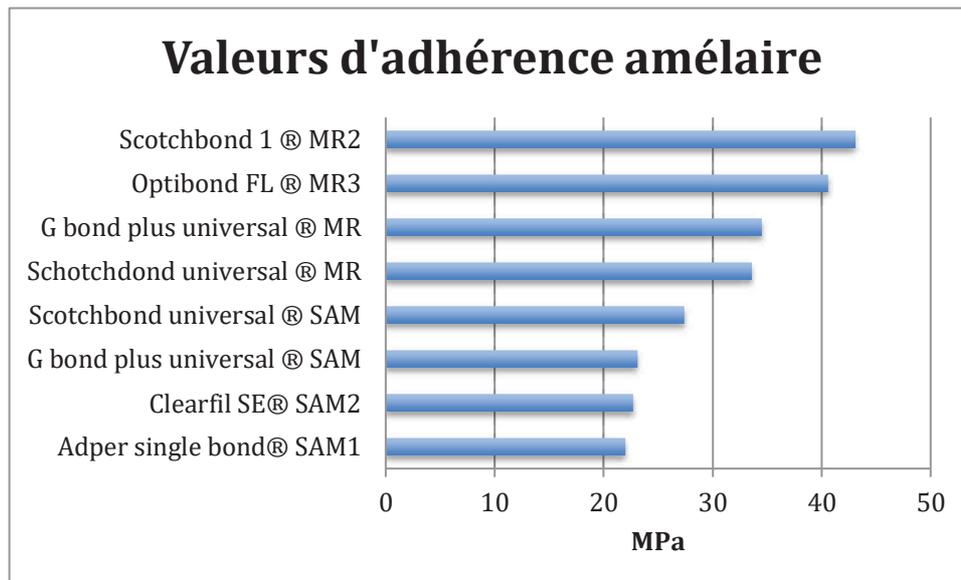


Figure 15 : Valeurs d'adhérence en micro-traction (en MPa) de différentes formes commerciales d'adhésif sur l'émail (54) (76) (79).

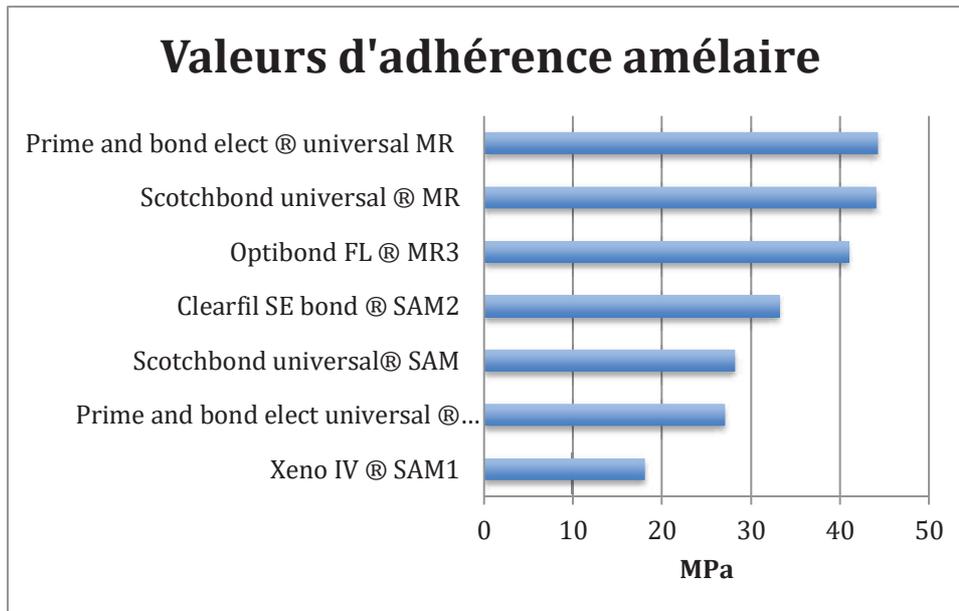


Figure 16 : Valeurs d'adhérence en cisaillement (en MPa) de différentes formes commerciales sur l'émail (77) (82).

La littérature montre que sur une surface amélaire, le protocole de mordantage/rinçage est l'approche la plus efficace pour obtenir une adhésion performante et efficace (57).

Enfin, la qualité de l'adhésion amélaire est conditionnée par son état de surface plus que par le choix du système adhésif.

D'autres facteurs semblent à prendre considération pour guider le choix du système adhésif, tels que :

- L'épaisseur du film d'adhésif : souvent plus importante pour les MR3 et SAM2. Cette épaisseur a un intérêt pour deux raisons : premièrement, la couche d'inhibition de l'oxygène après séchage de l'adhésif ne doit pas être trop fine pour être suffisamment polymérisée (31). Deuxièmement, une couche d'adhésif plus épaisse est plus élastique et pourra, de ce fait, amortir de manière plus importante la contraction de prise du composite qui la surplombe (31). En revanche, sur des restaurations indirectes, une fine couche d'adhésif sera plus propice.

- L'isolation : en cas d'isolation difficile et d'une contamination salivaire, les adhésifs auto-mordant obtiennent des meilleurs résultats aux contraintes de cisaillement que le système MR en raison de leur temps travail court (88) (89). Par

conséquent, les SAM ou les adhésifs universels utilisés en mode SAM seront à privilégier pour des soins devant être réalisés rapidement (pédodontie, patient non-coopérants)

4.1.3.4. A retenir

Avant toute procédure de mordançage, l'émail doit être dépoli et nettoyé pour supprimer la couche d'émail superficielle hyperminéralisée et/ou la couche d'émail aprismatique.

Après mordançage, un aspect blanc crayeux de l'émail est l'assurance d'un mordançage de qualité.

Peu importe la classe de l'adhésif, les restaurations avec une marge amélaire présentent moins de « microleakage » que des restaurations avec marge dentinaire. Il est impératif, dans la mesure du possible, de toujours chercher des limites amélaire au niveau de nos restaurations (90) (91).

Cliniquement, pour l'utilisation d'un adhésif universel sur l'émail, le praticien doit dans un premier temps mordancer l'émail, puis appliquer l'adhésif de manière prolongée et dynamique (54) (92).

Le profil de mordançage, le temps d'application et le type d'adhésif influencent les valeurs d'adhérence sur une surface principalement amélaire (92).

4.2. Gestion de l'interface dentinaire

4.2.1. Données actuelles de la science

L'adhésion dentinaire reste un défi pour différentes raisons :

- L'hétérogénéité du tissu dentinaire : une cavité dentinaire contient plusieurs types de dentine avec des valeurs d'adhérence spécifiques à chacune d'entre elles
- La gestion de l'humidité dentinaire
- La dégradation de la couche hybride : les valeurs d'adhérence dentinaire immédiate des adhésifs sont pour la plupart très importantes mais ont tendance à diminuer fortement avec le temps.

Il s'agira d'étudier dans un premier temps le protocole de préparation idéal d'une surface dentinaire. Puis, dans un second temps, nous comparerons les performances des différentes familles d'adhésifs face à l'adhésion dentinaire. Pour finir, dans un troisième temps, nous décrirons quelques cas cliniques.

4.2.2. Préparation de la dentine

4.2.2.1. La couche hybride

4.2.2.1.1. La fragilité de la couche hybride

L'adhésion dentinaire est conditionnée par la qualité de couche hybride. La nature organique de la dentine interfère avec la stabilité de la couche hybride.

En raison de la densité des fibrilles de collagènes et de la nature hydrophobe de l'adhésif, l'hybridation est inévitablement incomplète sur le front de déminéralisation dentinaire (93). Ceci crée un nanoleakage correspondant à un vide allant de 20nm à 100nm. Ce nanoleakage est dû à une profondeur de déminéralisation dentinaire supérieure à la profondeur d'infiltration résineuse et à une densité des fibrilles de collagènes déminéralisées qui ne sont pas toutes englobées par de la résine (15). Il se forme alors des brides organiques accessibles

aux MMPs et aux cystéines cathepsines. Cet espace est inévitable lors de l'hybridation. Un nanoleakage ne laisse pas passer les bactéries, mais il est perméable à l'eau, aux enzymes ou encore aux acides bactériens. Ces derniers sont responsables de la dégradation future de la couche hybride (15).

Les études montrent que l'adhésion des systèmes MR et SAM sont stables dans le temps au niveau de l'email (94). Le point faible de la dentisterie moderne reste l'interface dentinaire avec une dégradation de la couche hybride dans le temps, induisant une perte de liaison entre le composite et la dent (95).

4.2.2.1.2. Le mécanisme de dégradation de la couche hybride

Les colorations marginales, les caries récidivantes, les sensibilités post opératoires sont les signes in vivo d'une défaillance de l'interface dent/composite (96).

La perte d'adhérence dentinaire est multifactorielle. Elle peut être due aux charges occlusales, à la contamination de la surface dentaire lors du collage par de la salive ou de l'eau, ou à une infiltration d'eau au niveau de l'interface de collage (89). Cependant, la principale cause de dégradation de la couche hybride reste d'origine endogène avec la sécrétion des MMPs et des cystéines cathepsine (97).

La dégradation endogène de la couche hybride se concentre au niveau de la dentine déminéralisée incomplètement et qui a été infiltrée par la résine adhésive. Les fibrilles de collagène non englobées dans la résine sont plus sensibles à la dégradation des enzymes protéolytiques. Ces enzymes s'activent en condition d'acidité. Ce contexte d'acidité peut être provoqué par :

- Les bactéries lors d'une attaque carieuse
- La matrice dentinaire elle-même
- Lors du mordantage.

4.2.2.2. L'impact de la chlorhexidine sur la couche hybride

4.2.2.2.1. La chlorhexidine

4.2.2.2.1.1. Définition

La chlorhexidine est une molécule bactéricide et un antiseptique à large spectre d'action. Son action est supérieure sur les germes GRAM positif par rapport aux germes GRAM négatif. Elle agit en altérant les protéines des membranes bactériennes.

Historiquement, la chlorhexidine trouve son indication en odontologie lors de la pré-désinfection en chirurgie ou pour l'irrigation en endodontie.

4.2.2.2.1.2. Caractéristiques

La chlorhexidine inhibe les MMPS par son pouvoir chélateur de cation. Sans ions Ca⁺ et Zn⁺, les MMPs sont inactifs. Les cystéines cathepsine ont une forte affinité avec la chlorhexidine, ce qui neutralise leur site d'action.

La chlorhexidine existe sous trois formes : l'acétate, le digluconate et le chlorure. Les propriétés intéressantes de la chlorhexidine lors du collage sont (98) :

- L'inhibition des MMPs et des cystéines cathepsines
- Ses propriétés antibactériennes
- Sa rémanence

4.2.2.2.1.3. Stabilisation de la couche hybride

4.2.2.2.1.3.1. La chlorhexidine et l'adhésion

Stropbel et col (99) rapportent que, in vitro, la chlorhexidine peut inactiver tous les types de MMPs présents dans la dentine avec une concentration minimale de 0,02%. (100)(101).

Une étude, menée en 2016 par **Gunaydin et col**, montre une absence d'influence sur les valeurs d'adhérence immédiate des MR et des SAM avec l'utilisation de chlorhexidine à 2 %. Cependant, après 6 mois de stockage et 5000 thermocyclages, les valeurs d'adhérence sont significativement supérieures pour les échantillons ayant été prétraités avec de la chlorhexidine aqueuse à 2% pendant 30 secondes comparé aux échantillons non traités (102).

Système adhésif	Pré traitement	Immédiat	A 6mois
Adper Single Bond 2®	Sans chlorhexidine	28,45	16,33
	Avec chlorhexidine	24,37	19,87
Clearfil SE®	Sans chlorhexidine	27,13	16,20
	Avec chlorhexidine	24,14	20,11
Clearfil S3®	Sans chlorhexidine	24,95	12,81
	Avec chlorhexidine	22,98	16,08
Adper Prompt-L-Pop®	Sans chlorhexidine	24,18	10,84
	Avec chlorhexidine	20,40	14,02

Tableau 7 : Valeurs d'adhérence (MPa) in vivo de différents systèmes adhésifs avec/et sans utilisation de chlorhexidine, selon des tests de micro-traction réalisés immédiatement puis à 6 mois après application de 5000 thermocyclages (102)

En conclusion, l'utilisation de la chlorhexidine ne modifie pas les valeurs d'adhérence immédiatement après le collage, mais elle permet de diminuer les pertes d'adhérence dans le temps en inhibant l'activité des MMPs et des cystéines (103) (104).

4.2.2.2.1.3.2. L'utilisation clinique

Les bains de bouche à base de chlorhexidine sont à exclure. Les adjuvants contenus dans ces derniers compromettent fortement l'adhésion dentinaire (105)(106). La chlorhexidine s'utilise en solution aqueuse (99).

L'application de chlorhexidine a deux intérêts :

- Elle permet de préserver la couche hybride dans le temps
- Elle permet de réhydrater la dentine et ses fibrilles de collagènes.

A l'heure actuelle, aucune concentration de chlorhexidine ne fait consensus. Certaines études préconisent 5 % à appliquer pendant 60 secondes avec une micro-bush sans rinçage (107), d'autres études à 0,02 % pendant 30 secondes (108) et la majorité des études utilisent de la chlorhexidine à 2 % pendant 30 secondes (109)(102).

La chlorhexidine s'utilise après le mordantage pour la famille des MR afin de bénéficier d'une surface dentinaire dont les tubuli sont ouverts et perméables. Pour la famille des SAM, la chlorhexidine s'applique juste avant l'application de l'adhésif.

Malgré l'absence de consensus, ce qui ressort le plus des études est l'utilisation de la chlorhexidine en phase aqueuse à 2 % à frotter sur la dentine pendant 30 secondes, juste avant l'application de la résine adhésive.

4.2.2.2.1.4. Caractéristiques de la couche hybride, des tags de résine et de l'adhésion dentinaire

L'adhésion des systèmes adhésifs est en partie de nature micro-mécanique et repose sur l'infiltration et la polymérisation in situ d'une résine synthétique au sein du réseau de fibrilles de collagène exposées par une action acide, créant une nouvelle structure, appelée couche hybride. L'impact et l'importance de la couche hybride et les tags de résine seront détaillés dans la partie recherche.

4.2.2.2.1.4.1. La couche hybride et l'adhésion

L'épaisseur de la couche hybride joue un rôle clé dans la pérennité des restaurations collées directes ou indirectes. Son intérêt est triple (110) :

- Impératif d'adhésion chimique et micromécanique.
- Importance pour l'étanchéité marginale et la stabilité pour une restauration sous charge occlusale.
- Rôle potentiel dans l'absorption des contraintes.

L'épaisseur de la couche hybride influence les valeurs d'adhésion pour la famille des MR. En effet, plus la couche hybride est épaisse, plus les valeurs d'adhérence augmentent (22). Cependant, pour la famille des SAM et les universels, il ne semble pas y avoir de lien entre l'épaisseur de la couche hybride et les valeurs d'adhérence (111).

La qualité de la couche hybride se définit par :

- Son homogénéité
- Son taux de nanoleakage.

La qualité de couche hybride semble avoir plus d'importance que l'épaisseur de la couche hybride. Ces notions seront approfondies dans la partie recherche (112).

4.2.2.2.1.4.2. Les tags de résine et l'adhésion

Les tags de résine de la famille des MR semblent être plus longs, plus larges et présentent plus de tags de résine accessoires que leurs homologues de la famille des SAM (22).

La longueur des tags ne semble avoir que peu d'influence sur les valeurs d'adhésion. En revanche, l'adaptation des tags de résine au sein des tubuli semble être un facteur clé de l'adhésion : la présence d'un épaissement conique à la base du tag ainsi que la présence de microtags latéraux sont le signe d'une bonne adaptation et d'une bonne étanchéité (22).

La longueur des tags de résine ne semble pas influencer leur adhérence. Cependant, il semble que la présence des tags de résine a une influence sur la stabilité et la pérennité de la couche hybride (113).

4.2.3. Performance des différents systèmes adhésifs sur la dentine

4.2.3.1. MR vs SAM lors de l'adhésion dentinaire.

Il existe plus de cent formes commerciales d'adhésifs. Face à cette diversité, une méta-analyse menée en 2012 par de **Munck et col.** (114) étudie les valeurs d'adhérence dentinaire des dix adhésifs les plus utilisés au sein de la famille des MR et au sein des SAM. L'étude montre que les valeurs d'adhérence en micro-traction les plus élevées à court terme et à long terme (1 an) sont obtenues pour les MR3 et les SAM2. Les SAM1 ont montré des valeurs d'adhérence à court terme et à long terme significativement inférieures aux MR et aux SAM2 (114).

Résultat de la méta analyse de 2012 de Munck et col. sur les valeurs d'adhérence dentinaire en micro traction exprimées en MPa en fonction des différentes familles .

Familles	Nombres d'échantillons	Valeur d'adhérence immédiate (en MPa)	Valeurs d'adhérence à 1an (en MPa)	Perte d'adhésion à 1an exprimée en %
MR3	113	41,7MPa	34,6	-17%
MR2	400	39,1	27,8	-29%
SAM2	281	42,7	37,1	-13%
SAM1	271	34,4	23,2	-33%

Tableau 8 : valeurs d'adhérence dentinaire (en MPa) des différentes familles d'adhésif selon des tests de micro-traction (114).

Une méta analyse de 2016 menée par **Nader masarwa et col.** (46) compare la longévité des MR face aux SAM. Cette recherche montre des résultats similaires au travail de **De Munck** en 2012 :

- Les valeurs d'adhérence des SAM2 ne montrent pas de différences significatives comparées aux MR.
- Les SAM 2 forment une couche hybride très homogène comparée aux SAM1.
- Les SAM2 présentent des valeurs d'adhérence similaires aux MR3.
- Les valeurs d'adhérence des MR sont significativement supérieures de 11,5 MPa aux SAM1 (46).

Par manque de stabilité dans le temps, les SAM1 et les MR2 sont à éviter pour l'adhésion dentinaire (46)(114).

Ces conclusions sont à prendre avec précaution. L'étude met en évidence une grande hétérogénéité des études sélectionnées au sein de sa propre méta analyse mais également de celle de **De Munck et col** de 2012. En effet, il est difficile d'obtenir des échantillons homogènes. L'hétérogénéité de la dentine et des valeurs d'adhésion crée de nombreux biais.

4.2.3.2. Adhésifs universels et adhésion dentinaire.

Les adhésifs universels sont les plus récents sur le marché. De par leur simplicité d'utilisation et leur polyvalence, ils ont été rapidement adoptés dans une pratique quotidienne.

La valeur d'adhérence dentinaire et la stabilité des adhésifs universels dépendent de leur pH et pour la plupart d'entre eux, de leur mode d'emploi (MR ou SAM) (47) (115) (49).

Récemment, trois méta analyses sont parues au sujet des adhésifs universels, une de **Rosa** en 2015 (54) , une de **Elkaffas** en 2018 (116) et une **Cuevas** en 2019 (47). Si des différences persistent au sein des études, la littérature semble montrer que pour :

- *Les adhésifs universels ultra doux* : les valeurs d'adhérences sont significativement supérieures à court terme et à long terme lorsqu'il sont utilisés en mode MR comparé au mode SAM. Cependant, malgré l'effet bénéfique que semble présenter l'utilisation des adhésifs universels ultra doux en mode MR, ce protocole expose des valeurs d'adhérence diminuées après vieillissement (54) (47) (117). Plusieurs hypothèses semblent justifier cet affaiblissement :

- l'étape de mordançage/rinçage élimine en partie les cristaux d'hydroxyapatite indispensables pour l'adhésion chimique de l'ester de phosphate contenu dans la résine.
- au moment du séchage, il y'a un risque potentiel de créer un collapsus des fibrilles de collagènes.
- l'activation des MMPs et des cathepsines de cystéine responsables de la dégradation de la couche hybride.

- *Les adhésifs universels doux* : il ne semble pas y avoir de différences significatives à court terme et à long terme entre l'utilisation des adhésifs universels doux en mode MR ou en mode SAM. Les valeurs d'adhérence des adhésifs universels doux ne dépendraient pas de la stratégie de collage et seraient stables dans le temps (116) (47) (54) (117).

- *Les adhésifs universels intermédiairement forts* : les valeurs d'adhérence immédiates et après vieillissement sont significativement supérieures lorsqu'ils sont utilisés en mode MR comparé au mode SAM. En revanche, les valeurs d'adhérence sont fortement affaiblies après vieillissement en mode MR. Ceci s'explique par la présence de monomères résiduels non polymérisés qui continuent à déminéraliser la dentine après polymérisation en raison de leur forte acidité rendant l'interface dentine/adhésif instable (117) (47).

Parmi les adhésifs universels, les adhésifs doux sont les plus stables et les plus performants sur une surface principalement dentinaire.

Face à la complexité de la dentine, il est difficile d'avoir des études reproductibles. Cependant, l'analyse du diagramme ci-dessous, issue d'une étude menée par **Munoz** en 2015 (117) illustre bien les conclusions de ces différentes méta analyses et met en valeur la stabilité du Clearfil Se Bond®, un SAM2 et celui du Scotchbond Universal® qui est un adhésif universel doux. On note également l'instabilité du Peak Universal Bond® : un adhésif universel intermédiairement fort et celui de l'All Bond Universal®, utilisé en MR, qui perdent tous les deux presque 10 MPa en 6 mois.

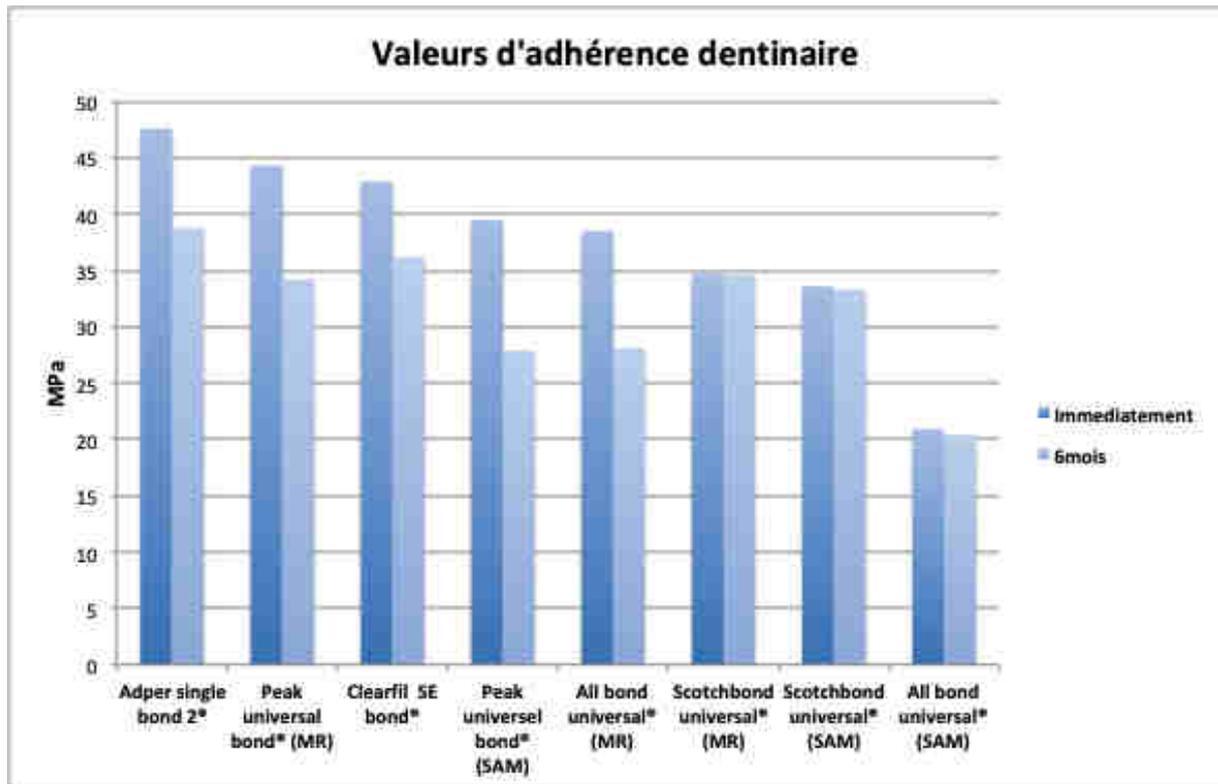


Figure 17 : étude in vitro des valeurs d'adhérence (en MPa) selon un test de micro-traction réalisé immédiatement puis à 6mois après vieillissement par une technique de stockage dans de l'eau de trois adhésifs universels : un ultra doux, un doux et un intermédiaire fort utilisé en MR et en SAM comparé à un MR2 et un SAM2.

4.2.3.3. MR vs SAM vs Universels dans l'adhésion dentinaire

Si les MR3 ont longtemps été le gold standard de l'adhésion dentinaire, quelles performances affichent-ils aujourd'hui comparativement aux nouveaux adhésifs mis sur le marché ?

L'adhésion dentinaire immédiate est très importante pour la plupart des adhésifs. Cependant, ces valeurs ont tendance à diminuer de manière drastique dans le temps. Ainsi, il est primordial d'analyser les valeurs d'adhérence, non pas de manière immédiate, mais dans le temps. Les études semblent montrer que les valeurs d'adhérence sont représentatives et stables à partir de 6 mois de dégradation hydrique (118). Par conséquent, il paraît intéressant de comparer différentes études ayant calculées les valeurs d'adhérence à 24 heures puis à 6 mois minimum.

Ci-dessous sont représentées les valeurs d'adhérence de différentes formes commerciales provenant de plusieurs études menées entre 2012 et 2017.

	Forme commerciale	Famille d'adhésif	Valeurs d'adhérence immédiate	Valeurs d'adhérence à 6mois	Valeur d'adhérence à 1an	Perte d'adhérence
méta analyse de 2012 de Munck et col. (114)	Optibond FL® de Kerr	MR3	49,7		44,8	-10%
	Clearfil SE Bond®	SAM2	45,4		38,6	-15%
	Scotchbond 1 3M®	MR2	42,2		30,9	-27%
	Xeno III dentsply®	SAM1	38,6		28,6	-26%
	Scotchbond MP 3M®	MR3	38,4		30,3	-21%
	Clearfil S3 Kuraray®	SAM1	37,8		26,1	-31%
	One step bisco®	MR2	36,3		23,2	-36%
	Prime et bond ST dentsply®	MR2	35,9		23,5	-35%
	Prompt L-pop 3M®	SAM1	31,4		20,4	-35%
	One up bond F Tokuyama®	SAM1	27,9		18,0	-35%
J.Favarao 2017 (119)	Scotchbond Multipurpose®	MR3	39,5	29,7		-25%
	Clearfil protect bond ®	SAM2	30,5	28,6		-6%
	Scotchbond universal®	Universel(SAM)	30,6	26,7		-12%
G.Marchesi 2014(49)	Prime and Bond NT®	MR2	38,4	32,6	32,4	-16%
	Scotchbond universal®	Universel(SAM)	35,5	27,6	26,8	-24%
	Scotchbond universal®	Universel(MR)	34,8	24,3	21,9	-37%
MA.Munoz 2015 (117)	Clearfil SE bond®	SAM2	42,9	36,2		-16%
	Adper Single bond2®	MR2	47,6	38,8		-18%
	Peak universal®	Universel(SAM)	39,5	27,9		-29%
	Peak universal®	Universel(MR)	44,3	34,2		-23%
	Scotchbond universal®	Universel(SAM)	33,6	33,3		-1%
	Scotchbond universal®	Universel(MR)	34,7	34,6		-1%
	All bond universal®	Universel(SAM)	20,9	20,4		-2%
	All bond universal®	Universel(MR)	38,5	28,1		-27%

Tableau 9 : Comparaison des valeurs d'adhérence (en MPa) de différentes formes commerciales d'adhésifs, selon deux études in vitro, mettant en comparaison les adhésifs selon des tests de micro-traction réalisés immédiatement à 6 mois, puis à un 1 an. Pour les différentes études, les échantillons ont été vieillies par une technique d'entreposage des échantillons dans de l'eau ou de la salive artificielle (114) (119) (49) (117).

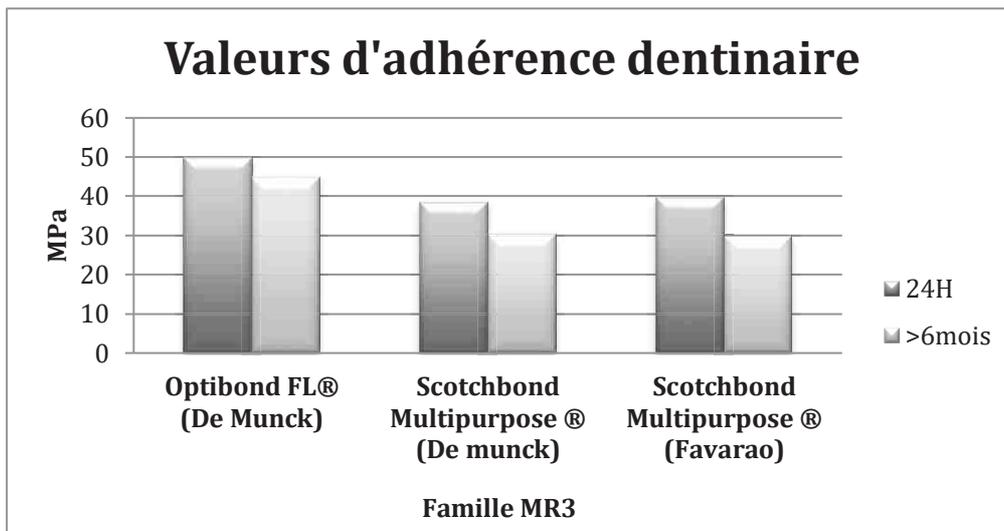


Figure 18 : Valeurs d'adhérence dentinaire immédiates (MPa) et à plus de 6 mois selon des tests de micro-traction sur plusieurs adhésifs de la famille MR3 (114) (119).

L'Optibond FL présente les valeurs d'adhérence dentinaire immédiates les plus importantes et les plus stables dans le temps. Les adhésifs MR3 sont des adhésifs performants et stables dans le temps avec une perte moyenne de 17 % à plus de 6 mois.

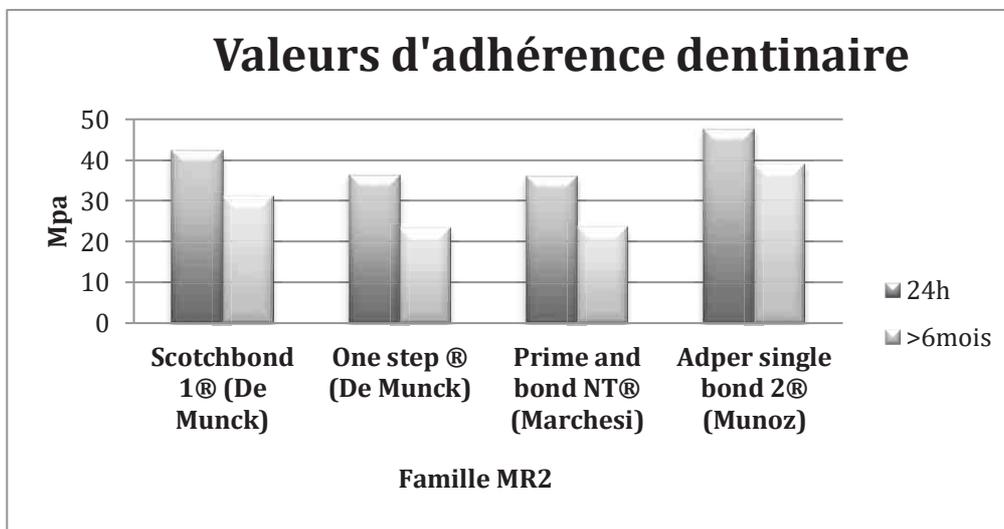


Figure 19 : Valeurs d'adhérence dentinaire immédiates (MPa) et à plus de 6 mois selon des tests de micro-traction sur plusieurs adhésifs de la famille des MR2 (117) (114) (49).

Les adhésifs de la famille des MR2 ont des valeurs immédiates importantes, mais présentent une perte d'adhérence moyenne de 26 % à plus de 6 mois.

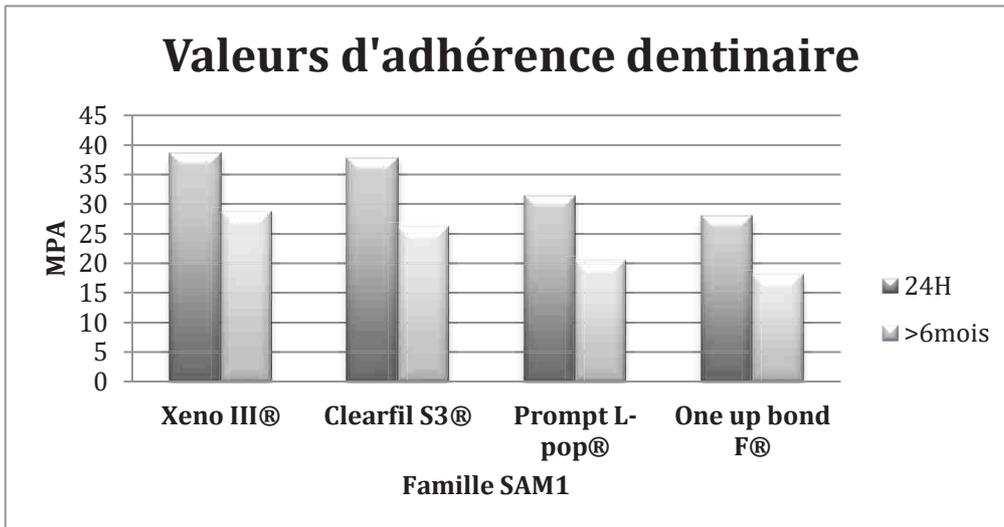


Figure 20 : Valeurs d'adhérence dentinaire immédiates (MPa), puis à plus de 6 mois selon des tests de micro-traction sur plusieurs adhésifs de la famille des SAM1 (114).

Les SAM1 semblent être la famille d'adhésif la moins performante et la moins stable avec une perte d'adhérence dentinaire moyenne à 6 mois de 32 %.

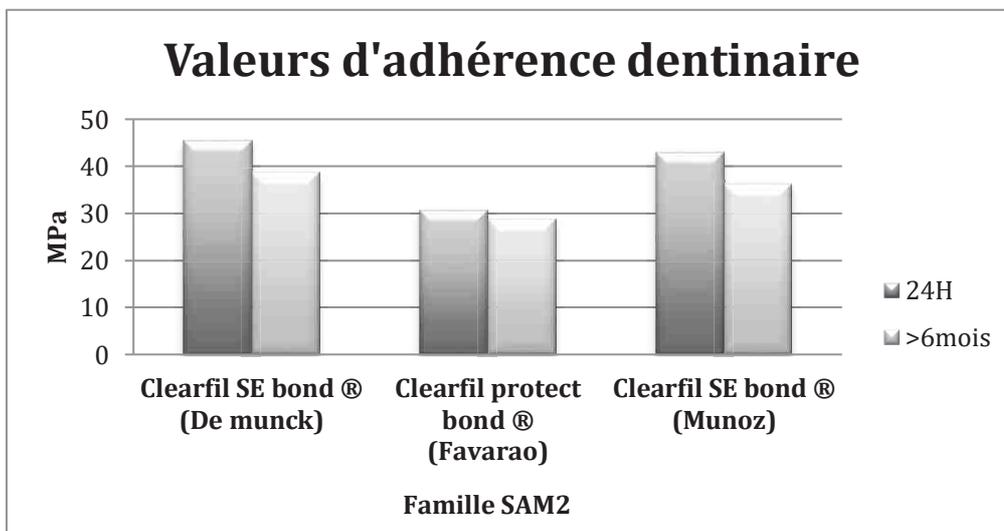


Figure 21 : Valeurs d'adhérence dentinaire immédiates (MPa) puis à plus de 6 mois selon des tests de micro-traction sur plusieurs adhésifs de la famille des SAM2 (114) (119) (117).

Les adhésifs faisant partie des SAM2 présentent des valeurs d'adhérence dentinaire immédiates intéressantes avec une grande stabilité et une perte d'adhérence moyenne à plus de 6 mois de 12 %.

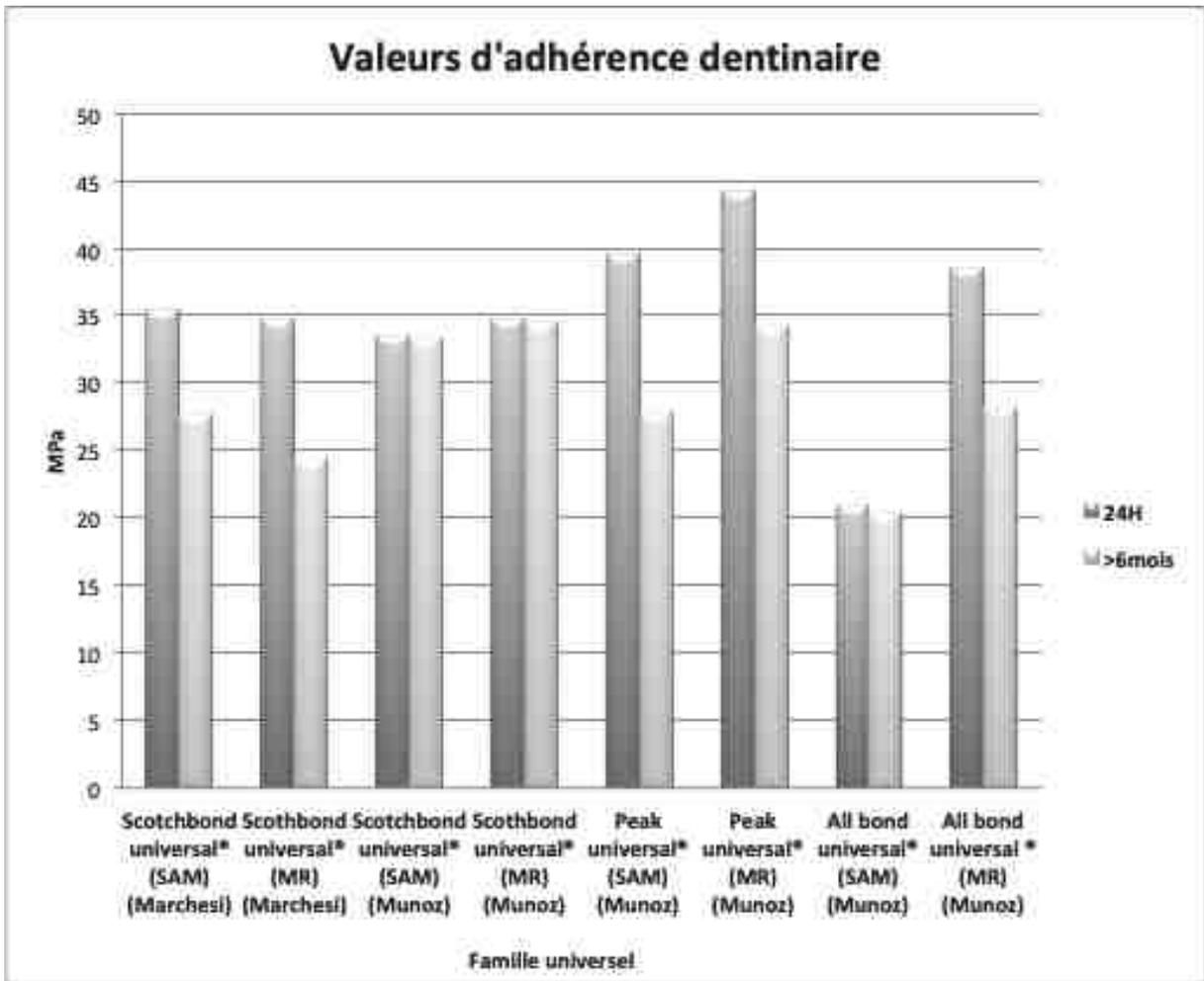


Figure 22: Valeurs d'adhérence dentinaire immédiates (MPa) à 24 heures puis à plus de 6 mois selon des tests de micro-traction sur plusieurs adhésifs de la famille des universels utilisés en mode SAM et en mode MR (119) (117) (49).

Les adhésifs universels par définition peuvent être utilisés en mode MR ou en mode SAM. Manifestement, d'après de nombreuses études et ce graphique, tous les adhésifs universels ne sont pas égaux. Leur utilisation semble être guidée en partie par leurs pH.

Actuellement, la problématique des adhésifs n'est pas l'adhésion immédiate, mais la préservation de l'adhésion dans le temps. Ainsi, plus le taux de nanoleakage est important, plus le risque de dégradation de la couche hybride est important (93) (49).

La présence de nanoleakage a été découvert et décrite par **Sano** en 1995 (120). Il montre la présence de nano-fuites entre la couche hybride et la dentine intact à l'aide du nitrate d'argent pour mettre en évidence des espaces nanométriques entre la résine adhésive et la dentine.

Une méta analyse menée par **Kaczor** en 2017 (93) étudie la présence de nanoleakage parmi les adhésifs universels. Le nanoleakage est influencé par :

- Le mode d'application (MR ou SAM).
- La composition de l'adhésif.
- Le pH de l'adhésif.

D'après cette méta-analyse, le taux de nanoleakage :

- Des adhésifs doux, ici représentés par le Scotchbond Universal® ne sont pas influencés par le mode d'application.
- Des adhésifs ultra doux, ici représentés par le All bond universel® présentent significativement moins de nanoleakage en mode SAM.
- Des adhésifs intermédiairement forts, ici représentés par le Peak universel® et le G bond Plus® présentent significativement moins de nanoleakage en mode MR. Cependant, ils présentent un fort taux de nanoleakage qu'il soit utilisé en mode SAM ou en mode MR.

L'application d'une couche hydrophobe supplémentaire (Heliobond®) semble diminuer le taux de nanoleakage(93). La différence de stabilité entre les adhésifs universels semble s'expliquer en grande partie par l'acidité de l'adhésif. L'adhésif doux et ultra doux interagissent avec l'hydroxyapatite via leur molécule de 10-MDP et la formation d'une nano-couche stable. Les adhésifs intermédiairement forts déminéralisent profondément la dentine et les fibrilles de collagène d'une part, et d'autre part la polymérisation de ces derniers semble incomplète. Ceci peut s'expliquer par la persistance de solvant présent en grande quantité et la déminéralisation de la dentine résiduelle après polymérisation.

Le graphique ci-dessous de **Munoz** corrobore les conclusions de cette méta analyse.

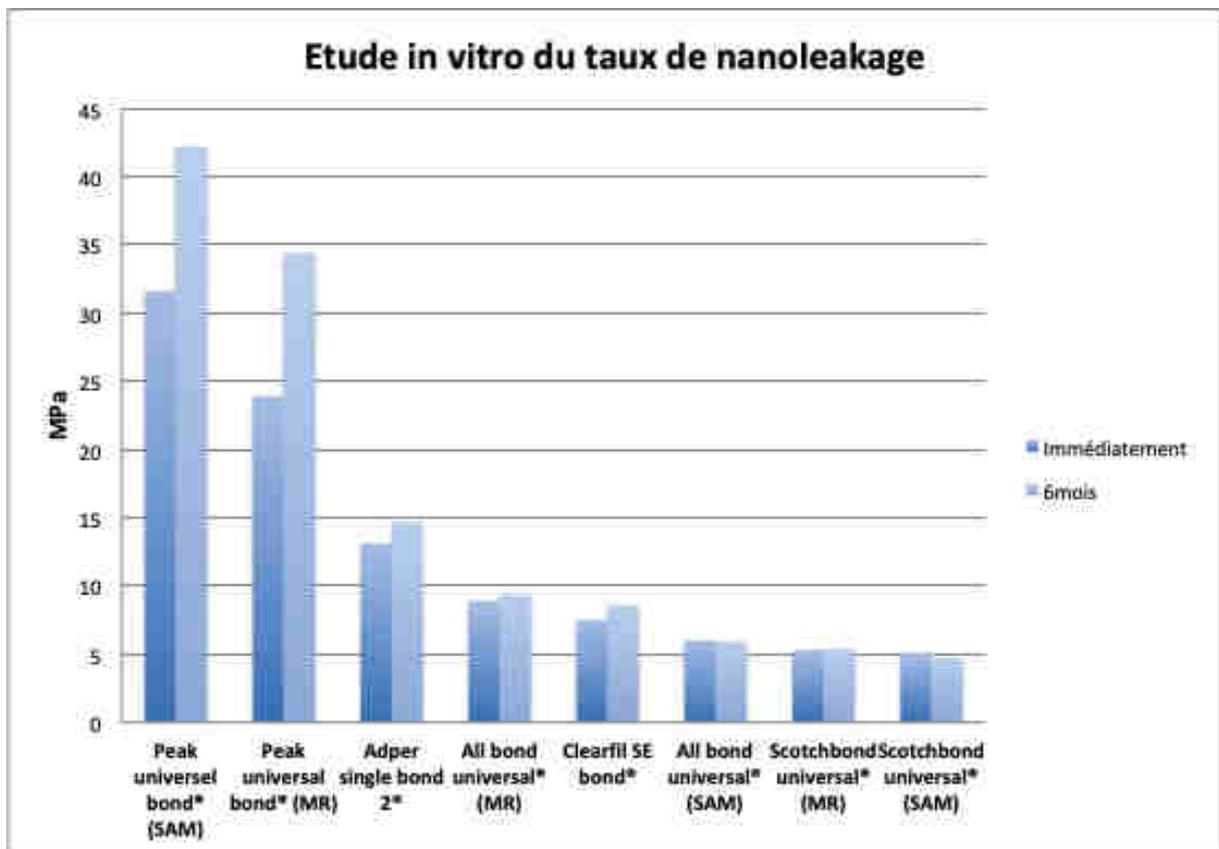


Figure 23 : Etude in vitro du taux de nanoleakage (%) de trois adhésifs universels utilisés en SAM et en MR, comparé à un SAM 2 et un MR2. Les échantillons ont été préparés selon la méthode suivante : trempage dans une solution de nitrate d'argent, mise en obscurité pendant 24h, bain pendant 8 heures au contact d'une solution de photodéveloppement et sous une lumière fluorescente. Enfin, les échantillons ont été préparés pour l'analyse au MEB et analysés par un opérateur aveugle (logiciel).

L'adhésion d'une surface principalement dentinaire reste un défi. La valeur d'adhérence et la stabilité dans le temps d'un adhésif sont des facteurs clés pour le choix du système adhésif.

Au terme de cette analyse, la littérature reste sans réponse sur de nombreux points et notamment sur les adhésifs universels et la stabilité de leurs valeurs d'adhérence dans le temps.

Enfin, les adhésifs les plus performants et les plus stables sur une surface principalement représentée par de la dentine saine sont les :

- MR3,
- SAM2,
- Adhésifs universels doux utilisés en SAM ou MR.

Les adhésifs les moins performants et/ou les moins stables sont les :

- SAM1,
- MR2,
- Adhésifs universels ultra-doux utilisés en SAM ou en MR,
- Adhésifs universels intermédiairement forts utilisés en SAM ou MR.

4.2.4. Présentation de situations cliniques courantes

4.2.4.1. L'adhésion sur la dentine sclérotique

Cliniquement, le praticien est souvent confronté à de la dentine sclérotique. Cette dernière est très minéralisée et les valeurs d'adhérence de la dentine sclérotique sont inférieures à la moyenne.

Le conditionnement de la dentine sclérotique avec de l'éthylènediaminetétraacétique (EDTA) couplé à un SAM augmente les valeurs d'adhérence immédiates et empêchent sa dégradation à long terme.

Le conditionnement à l'EDTA améliore les performances de collage des adhésifs universels en mode auto-mordant et les SAM sur la dentine sclérotique. L'EDTA doit être appliqué pendant 30 secondes à l'aide d'un dispositif sonore (121) (122).

Certaines études préconisent d'autres alternatives à l'EDTA. Le doublement du temps de mordantage pour la famille des MR à 30 secondes. Cette alternative entraîne une déminéralisation plus profonde de certaines zones de dentine inter-tubulaires et péri-tubulaires qui ne pourront être complètement infiltrées par les monomères de résine (123).

Pour les adhésifs auto-mordants, l'application de deux couches successives d'adhésifs permet d'obtenir une couche hybride plus homogène et améliore les valeurs d'adhérence (123).

Les études ne montrent pas de différences significatives entre un SAM2 un MR3 et un adhésif universel sur une dentine sclérotique (124). Pour l'utilisation d'un adhésif universel, le mordantage sélectif de l'émail augmente considérablement les valeurs d'adhérence de ce dernier et diminue le risque de colorations marginales et de sensibilités (125).

En revanche, le polissage de la dentine sclérotique avec une fraise diamantée ne permet pas d'améliorer les valeurs d'adhérence (126).

4.2.4.2. L'adhésion sur de la dentine affectée et infectée

Les valeurs d'adhérence des différents systèmes adhésifs sont significativement supérieures sur une dentine saine que sur une dentine affectée ou infectée et ce, pour plusieurs raisons (127) :

- La modification de l'ultrastructure dentinaire qui crée une couche hybride atypique.
- La profondeur de tags résineux qui est moins importante.
- La diminution de cristaux d'hydroxyapatite.
- La dénaturation des fibrilles de collagène.

Les valeurs d'adhérence sur une dentine affectée et sur une dentine infectée sont identiques. Ces deux types de dentine présentent une susceptibilité accrue au mordançage. Lors d'un mordançage, le monomère de résine sera dans l'incapacité d'infiltrer la profondeur de dentine déminéralisée, rendant la couche hybride encore plus sensible à la dégradation par les enzymes dentinaires endogènes. Les adhésifs SAM doux contenant du 10-MDP semble être les adhésifs les plus efficaces lorsqu'ils sont appliqués sur une dentine affectée : le 10-MDP se lie chimiquement avec les cristaux d'hydroxyapatites et stabilise l'interface résine/dent en évitant l'exposition des fibrilles de collagène et leur hydrolyse par les fluides environnementaux. (128)

4.2.4.3. Réalisation d'une hybridation dentinaire immédiate (IDS) ou d'une optimisation de cavité (CDO)

4.2.4.3.1. Définition

L'IDS correspond au scellement dentinaire immédiatement après la taille de la dent. Deux procédures existent :

- L'IDS avec un adhésif unique décrit par **P.Magne** (129). La manipulation consiste à appliquer sur une dentine fraîchement fraisée une résine adhésive.

- Le « cavity design optimisation » (CDO) décrit par **D. Dietschi** (130) est une technique qui consiste à appliquer un adhésif et un composite de faible viscosité, afin de protéger la couche hybride et modifier la forme de la cavité (comblement des contre-dépouilles).

4.2.4.3.2. Données actuelles de la science

Le scellement de la dentine avec de l'adhésif immédiatement après son exposition entraîne une force de liaison supérieure et crée moins de lacunes (131)(132)(133). Les valeurs d'adhérence du collage sont supérieures sur une dentine fraîchement coupée et non contaminée. En effet, selon **P.Magne** un scellement dentinaire différé peut provoquer un affaiblissement des fibres de collagène et compromettre la qualité de la couche hybride lors des trois phases cliniques (134) (135) :

- pendant la prise d'empreinte
- pendant la temporisation
- et lors de l'insertion de la pièce prothétique.

La phase de temporisation diminue significativement les valeurs d'adhérence sur une dentine non traitée. A l'inverse, lorsque le praticien effectue un IDS ou un CDO, la phase de temporisation n'interfère pas avec les valeurs d'adhérence du futur collage. (136)(137). En ce sens, **Pascal Magne** montre que les valeurs d'adhérence sont supérieures sur une dentine fraîchement fraisée comparée à une dentine ayant subi une période de temporisation (138).

Toutefois l'IDS n'est pas nécessaire sur une surface dentinaire exposée inférieure au quart de la surface collée (139).

Après un IDS, il faut préparer la limite amélaire afin de supprimer toute trace d'adhésif qui aurait pu déborder (140). La surface doit également être polymérisée avec de la glycérine et polie avec une fraise diamantée afin d'éviter toutes interactions entre le matériau d'empreinte et la couche superficielle non polymérisée (141) (142).

La mise en charge occlusale retardée sur la couche hybride diminue la tension interne. Cet allègement temporaire permet aussi une meilleure maturation de la couche hybride et donc un collage ultérieur amélioré (143).

L'IDS permet d'obtenir des valeurs d'adhérence supérieures quel que soit le choix du système adhésif (144) (145).

Les MR3, notamment l'Optibond FL ®, montrent les meilleurs résultats cliniques pour l'IDS :

- L'Optibond FL ® est l'adhésif qui interagit le moins avec les matériaux d'empreinte (141),
- L'épaisseur des MR3 est plus uniforme et leurs charges évitent le risque de réexposition de la dentine lors des différentes manœuvres de polissage de la couche superficielle ou de l'abrasion à l'air le jour du collage (146).

4.2.5. Potentialiser l'adhésion dentinaire

La dentine est un tissu difficile à maîtriser. Le praticien peut agir sur de nombreux facteurs afin de potentialiser l'adhésion, comme :

- La pose de la digue afin d'éviter une éventuelle contamination (62).
- La désinfection de la dentine avec la chlorhexidine pour préserver la couche hybride (103) (104).
- L'obtention des limites amélaire sur une surface principalement représentée par de la dentine (90) et réaliser un mordantage sélectif de l'émail lors de l'utilisation d'adhésifs universels (125).

Une étude de 2018 semble montrer qu'un mordantage de 3 secondes sur la dentine améliore la pérennité de l'adhésif universel (147). L'application active d'acide orthophosphorique pendant 15 secondes sur la dentine présente des meilleures valeurs d'adhérence qu'une apposition passive pour l'utilisation d'un MR (148).

4.2.6. Incidence et réalité clinique

La littérature montre que sur une dentine saine, les adhésifs les plus performants sont les MR3, les SAM2 et les universels doux. D'autres paramètres peuvent guider le choix du système adhésif comme :

- l'isolation : en l'absence de digue et d'une contamination salivaire potentielle, des risques plus importants sont présents en pédodontie ou pour les patients dont la compliance est difficile. Les adhésifs auto-mordançants et les adhésifs universels sont les plus performants. Ceci peut s'expliquer par leur temps de travail court et de leur plus grande tolérance face à l'humidité (88) (89).

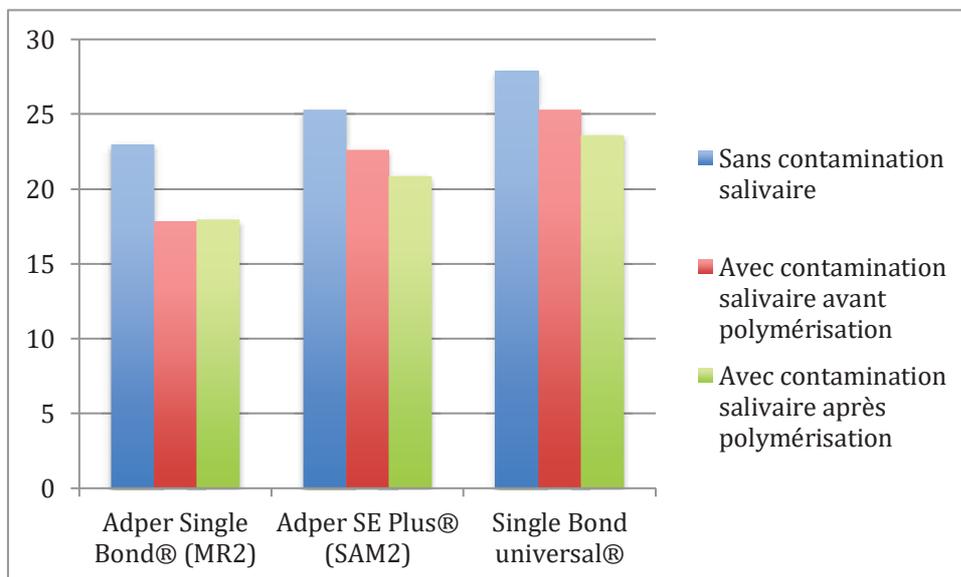


Figure 24 : Valeurs d'adhérence dentinaire (MPa) en traction de trois systèmes adhésifs avec et sans contamination salivaire après 24 heures de stockage dans de l'eau (89).

- La proximité pulpaire : une méta analyse menée par **I.Caldas** en 2019 analyse la cytotoxicité des différentes familles d'adhésifs. Il semblerait que les adhésifs avec un mordantage préalable soient plus cytotoxiques qu'un adhésif utilisé en SAM. Cette conclusion est à prendre avec précaution. En effet, l'auteur insiste sur la difficulté d'avoir une standardisation des méthodes de comparaison de la cytotoxicité des adhésifs pour avoir des études reproductibles et comparables (149).

- L'épaisseur du film adhésif : en fonction des situations cliniques, le praticien peut rechercher une épaisseur d'adhésif importante ou au contraire, la plus fine possible.

- Une épaisseur d'adhésif importante est recherchée lors de la réalisation d'un IDS : il est fondamental d'avoir une épaisseur d'adhésif importante afin d'éviter toute réexposition de la dentine lors du sablage. Actuellement l'Optibond FL® est l'adhésif qui présente la couche adhésive la plus homogène et la plus performante (146). Les adhésifs avec une épaisseur importante sont les MR3 et les SAM2, car ils sont souvent chargés. Cette épaisseur a un intérêt pour deux raisons, premièrement lors d'une restauration directe : la couche d'inhibition de l'oxygène après séchage de l'adhésif ne doit pas être trop fine pour être suffisamment polymérisée (31). Deuxièmement, une couche d'adhésif plus épaisse, est plus élastique et pourra de ce fait amortir de manière plus importante la contraction de prise du composite qui la surplombe et par conséquent éviter les micro-fuites marginales (31) (150). Pour les adhésifs universels, l'application successive de deux couches adhésives améliore les performances de ce dernier pour plusieurs raisons : une interaction chimique accrue avec la dentine, une meilleure élimination du solvant et une amélioration des propriétés mécaniques de l'interface résine/dent avec une couche adhésive plus épaisse offrant une distribution améliorée des contraintes (151).

- Une épaisseur d'adhésif fine est recherchée lors de situations telles que la réalisation d'une restauration indirecte avec la réalisation d'un IDS préalable. Il semble difficile d'appliquer la même épaisseur d'adhésif sans interférer avec l'insertion de la pièce prothétique (31). Un adhésif avec une faible épaisseur sera le plus propice à cette situation.

PARTIE II. RECHERCHE.

Etude des épaisseurs des adhésifs MR et universels. Mise en évidence de la couche hybride et des tags de résine.

5. Rappels

L'adhésion dentinaire repose sur trois concepts :

- L'adhésion physique
- L'adhésion chimique
- L'adhésion micromécanique

Si l'adhésion amélaire est maîtrisée depuis plusieurs années, l'adhésion dentinaire reste un défi. La qualité et la stabilité de la couche hybride conditionnent la pérennité d'une restauration collée.

La micro-rétention mécanique des tags de résine et de la couche hybride est toujours considérée comme étant un facteur clé dans le mécanisme d'adhésion des adhésifs aux substrats dentaires (152) .

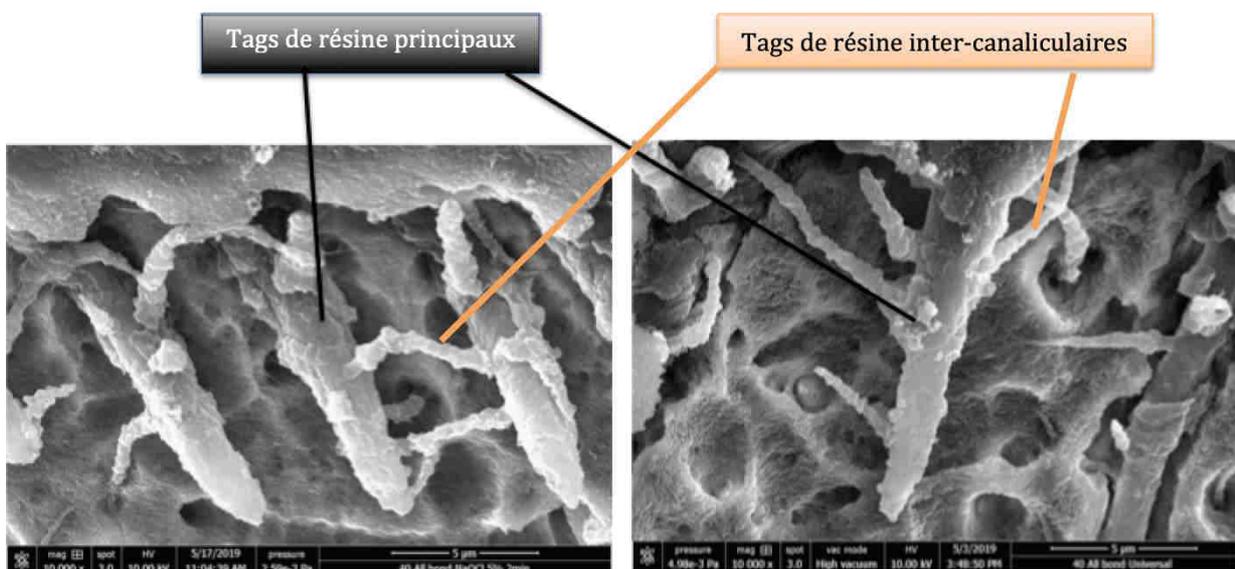


Figure 25 et 26 : Observation au MEB de l'ancrage micro mécanique des tags de résine principaux et des tags de résine intercanaliculaires en grossissement $\times 10\,000$. Iconographie personnelle.

5.1. La couche hybride

En 1982, **Nakabayashi** introduit le terme de « couche hybride » (16). La couche hybride est un mélange de polymères naturels et de polymères de synthèse :

- Les polymères naturels sont représentés par les fibres de collagène déminéralisés de la matrice dentinaire intertubulaire.
- Les polymères de synthèse sont représentés par l'adhésif qui vient enrober les fibrilles de collagène exposées et remplacer l'espace laissé vacant par la dentine déminéralisée.

La couche hybride est donc, en définitive, un enchevêtrement de monomères d'adhésif avec des fibrilles de collagène et quelques cristaux d'hydroxyapatite résiduels (16).

Anatomiquement, la couche hybride prend un aspect triangulaire au niveau de la jonction entre la dentine péri et intertubulaire. Cette géométrie résulte de la dissolution préférentielle de la dentine peritubulaire lors de la déminéralisation (153).

L'obtention d'une adhésion dentinaire pérenne repose sur l'infiltration complète du réseau de collagène exposé. Il est impératif que la couche sous-jacente partiellement déminéralisée soit totalement atteinte par les monomères de résine. Dans le cas contraire, il se forme des vides ou nano-fuites, phénomène appelé « nanoleakage ». Ce dernier peut être dû à (154) :

- Une infiltration incomplète de la résine
- Une évaporation incomplète du solvant
- Une polymérisation incomplète de l'adhésif
- Un degré d'humidité inadéquat.

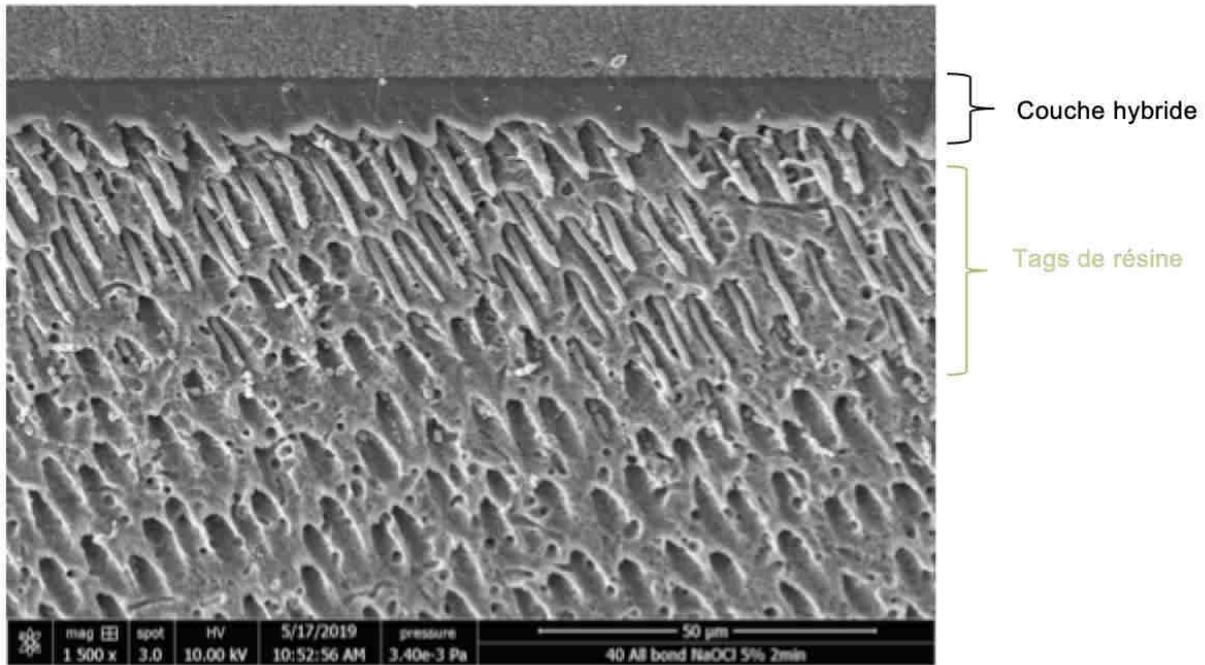
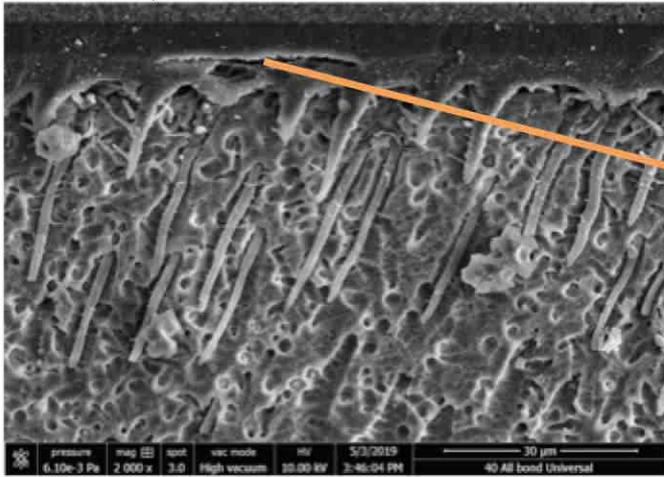
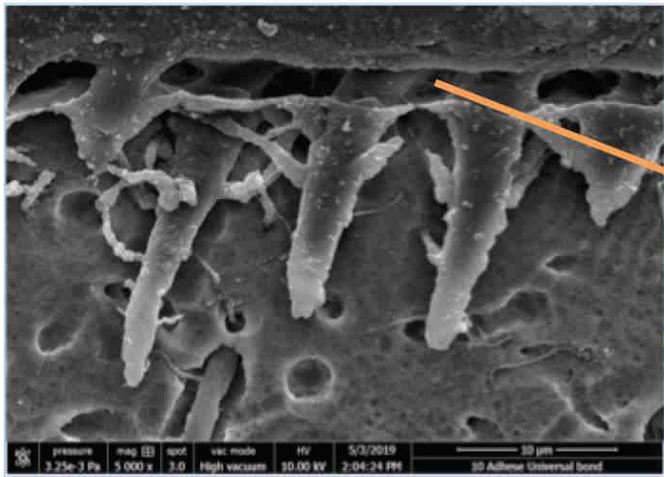


Figure 27 : Observation au MEB d'une couche hybride de qualité, en continuité avec l'ensemble des tags de résine. Grossissement $\times 1500$. Iconographie personnelle.



Potentielle discontinuité au niveau de la couche hybride

Figure 28 : Observation au MEB d'un défaut potentiel dans la couche hybride : discontinuité partielle avec les tags de résine, grossissement $\times 2000$. Iconographie personnelle.



Zoom sur une potentielle discontinuité de la couche hybride

Figure 29 : Observation au MEB d'une potentielle discontinuité de la couche hybride avec les tags de résine. Grossissement $\times 5000$. Iconographie personnelle.

5.2. Les tags de résine

Les tags de résine correspondent à l'infiltration des tubuli dentinaires (ainsi que de leurs branches latérales) déminéralisées par les monomères de la résine adhésive (155). Ces tags participent à l'ancrage mécanique et à la biocompatibilité de l'adhésif en obturant les tubuli dentinaires. Ils limitent ainsi l'exposition de la pulpe et le mouvement des fluides dentinaires (156) .

Certain auteurs, comme Ferrari (157), utilisent les tags de résine pour évaluer qualitativement l'efficacité des systèmes adhésifs en prenant compte leur morphologie, leur longueur et leur densité.

Au niveau de l'architecture d'un tag de résine, **Giachetti** (158) décrit deux segments différents :

- Un premier segment : il se situe dans la couche hybride ou à proximité de cette dernière. Ce premier segment est issu de la pénétration de la résine adhésive dans la lumière tubulaire, mesure quelques microns et est conique.

- Un deuxième segment : plus distant de la couche hybride, il mesure quelques dizaines de microns, il est plus fin et plus cylindrique. Cette forme semble s'expliquer par la contraction de prise du système adhésif qui n'adhère pas suffisamment à la dentine non conditionnée, en effet les tags peuvent pénétrer profondément dans les tubules, mais sans adhérer aux parois pour autant.

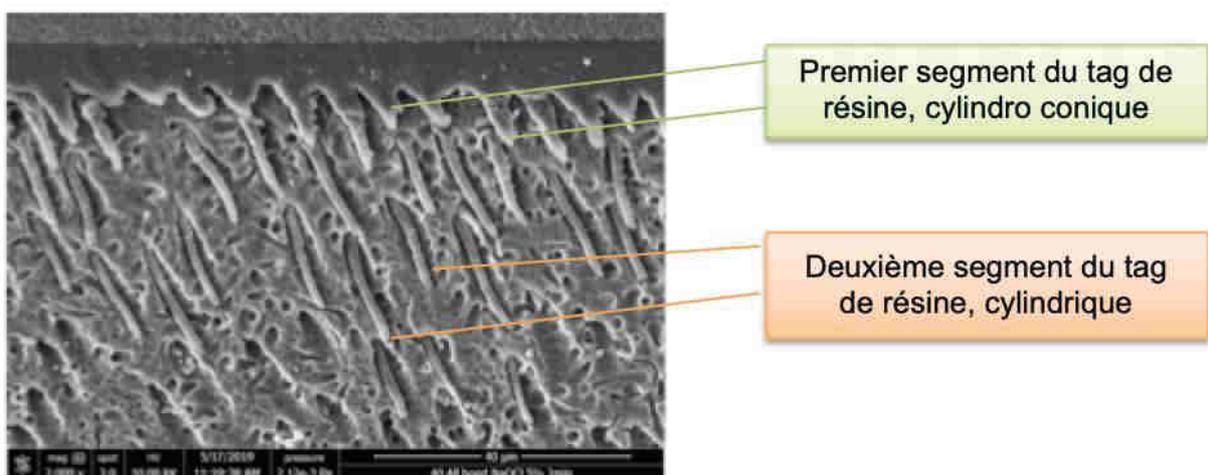


Figure 30 : observation au MEB du premier segment ainsi que le début du deuxième segment du tag de résine. Grossissement $\times 2000$. Iconographie personnelle.

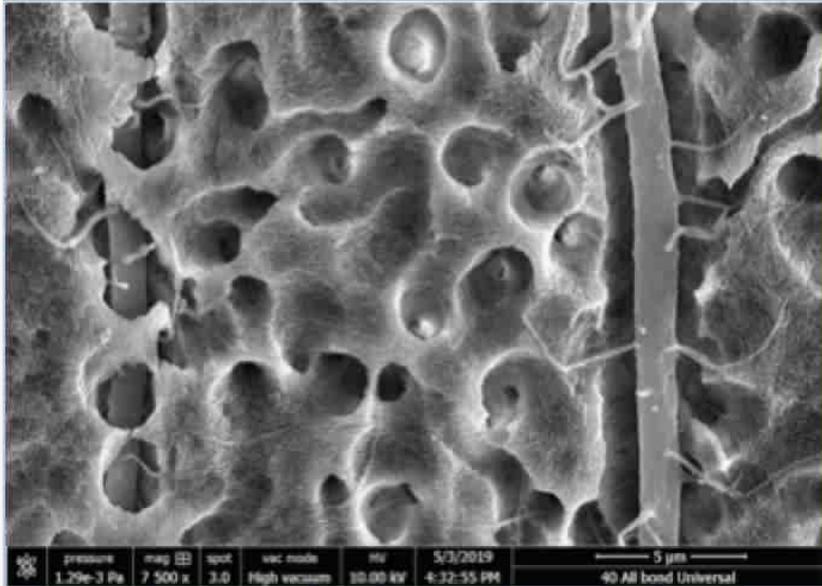
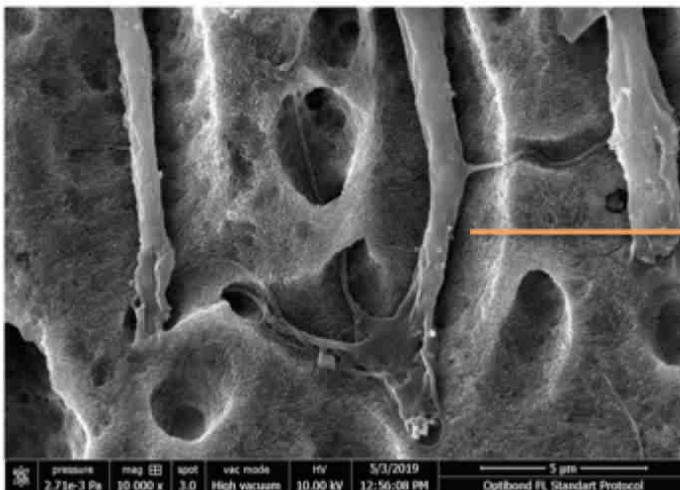


Figure 31 : Observation au MEB du second segment du tags de résine : plus fin et plus cylindrique que le premier segment sur la figure 30, visualisation de nombreux tags de résine intercanaliculaires. Grossissement $\times 7500$. Iconographie personnelle.



Espace vide non occupé par le tag de résine

Figure 32 : Observation au MEB de l'extrémité terminale du second segment d'un tag de résine : notez la contraction de prise de ce dernier et l'absence d'adhérence aux parois du tubuli. Grossissement $\times 10\ 000$. Iconographie personnelle.

L'objectif de notre étude est d'observer et de décrire, en utilisant la microscopie électronique à balayage (MEB), la topologie de l'interface résine-dentine créée par trois adhésifs récents, de type « universels », utilisés en mode MR sur la dentine ; puis de la comparer à celle obtenue par un adhésif de type « MR3 ». Au cours de notre travail, nous tenterons également de réaliser différents protocoles de préparation des échantillons au MEB afin de proposer un protocole fiable, atraumatique et reproductible de mise en évidence de la couche hybride et des tags de résine au microscope électronique à balayage.

6. Matériels et méthodes

6.1. Matériels

Pour cette étude, 12 dents de sagesse saines et incluses ont été sélectionnées. Les dents ont été rincées à l'aide de sérum physiologique et stockées dans de l'éthanol à 70° et dans une chambre froide à 4°.

Les échantillons ont été répartis aléatoirement en quatre groupes en fonction de l'adhésif et de la colle utilisée. Trois dents ont été attribuées de manière aléatoire à chaque groupe.

Produit & Fabricant	N° de lot	Composition	pH	Charges
Optibond FL® (Kerr)	6080476	-Acide orthophosphorique 35% -FL Primaire : HEMA, GPDM, MMEP, eau, éthanol, CQ, BHT -FL adhésif : Bis-GMA, HEMA, GDMA, CQ, ODMA, charges	Primer : 1,9 Adhésif : 6,9	48% de la composition de l'adhésif, taille des charges 0,4 μ m
G-Premio bond universal® (GC)	1609092	Acétone, diméthacrylate, TEGDMA 4-MET, monomère d'ester, acide phosphorique, dioxyde de silicium, photo-initiateur	1,5	Absence
Adheses universal bond® (Ivoclar)	V45894	10-MDP, résine de diméthacrylate, HEMA, MCAP, charges, Initiateur	2,5	Micro-charges de silice
All bond universal® (Bisco)	170000594	10-MDP, monomère de phosphate, HEMA, BISGMA, éthanol	3,2	Absence

Tableau 10 : Composition et caractéristiques des adhésifs observés (48)(30).

Produit	Fabricant	Numéro de lot
Ultra-Etch® 35%	Ultradent Product INC	BGKFG
Solution d'hypochlorite de Sodium 7%	Cooper	012999/B
Nexus 3®	Kerr	5909568
G-ænial anterior®	GC	1704271
G-Cem link force®	GC	1609151
Variolink Esthetic®	Ivoclar	V46657
Enamel plus Hri®	HRI	2016008478

Tableau 11 : Caractéristiques des produits utilisés.

6.2. Méthode

6.2.1. Randomisation des groupes.

L'Optibond FL®, un MR3, est comparé à trois adhésifs universels, à savoir :

- Un adhésif universel ultra doux : l'All Bond Universal® (pH=3,2)
- Un adhésif universel doux : l'Adhese universal® (pH=2,5)
- Un adhésif intermédiairement fort : le G-premio bond® (pH=1,5).

Quatre groupes sont formés de manière aléatoire en fonction de l'adhésif et de la colle utilisée :

- Le groupe 1 : la colle utilisée est le Variolink esthetic® avec l'Adhese universal bond® d'Ivoclar
- Le groupe 2 : la colle utilisée est 2 le G-Cem link Force avec le G premio-Bond® de GC
- Le groupe 3 : la colle utilisée est le Nexus 3 avec l'Optibond FL® de Kerr
- Le groupe 4 : la colle utilisée est l'Enamel plus HRI (masse dentine) avec l'All bond universal® de Bisco.

L'ensemble des adhésifs universels ont été utilisés en mode MR, donc avec un mordantage préalable.

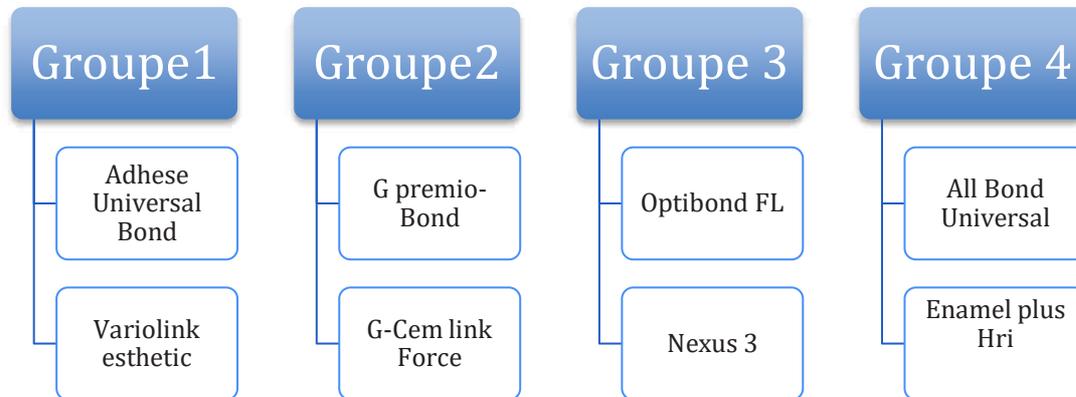


Figure 33 : Répartition des adhésifs et des résines de collage en fonction des différents groupes. Iconographie personnelle.

6.2.2. Préparation des échantillons

Toute l'épaisseur de l'émail occlusal a été éliminée au taille-plâtre puis enrobée à froid dans de la résine à base de polyméthyl méthacrylate (Biocryl résin, Scheu-Dental, Iserlohn, Allemagne) pour faciliter la coupe et le polissage. L'ensemble est mis sous pression pendant 15 min. Les échantillons sont polis, toujours au taille-plâtre, puis au papier de verre (grain 600) sur un tour à polir (ESCIL, Chassieu, France) et sous refroidissement par eau continue. Chaque surface de chaque échantillon a été observée à l'aide d'un microscope connecté Xplovieview afin de s'assurer que l'émail en surface a bien été soustrait en totalité et de l'absence de lésions carieuses.

6.2.3. Protocole de collage des échantillons

Protocole de préparation des groupes 1 et 2 :

- Réalisation d'un mordantage à l'acide orthophosphorique à 35 % pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine.
- Rinçage abondant au spray d'eau et séchage de l'échantillon avec une seringue à air.
- Application de l'adhésif sur l'échantillon, à savoir respectivement l'Adhese universal bond® pour le groupe 1 et le G-Premio bond universal® pour le groupe 2. L'adhésif est frotté activement pendant 20 secondes.
- Séchage de la résine avec une seringue à air jusqu'à l'obtention d'un film homogène. Polymérisation pendant 20 secondes.
- Mise en place de la colle maintenue sous pression (1 Kg) pendant 10 secondes sans retirer les excès. La pièce est mise sous le presseur et chaque face est polymérisée 20 secondes.
- Retirer la pièce du presseur et photopolymériser pendant 20 secondes.

Protocole de préparation du groupe 3 :

- Réalisation d'un mordantage à l'acide orthophosphorique à 35 % pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine
- Rinçage abondant à l'eau et séchage de l'échantillon avec une seringue à air.
- Application du primer à l'aide de l'applicateur fourni en frottant 15 secondes et séchage pendant 5 secondes.
- Application de l'adhésif à l'aide de l'applicateur fourni, l'Optibond FL® en frottant activement pendant 20 secondes. Séchage de la résine avec une seringue à air jusqu'à l'obtention d'un film homogène, puis polymérisation pendant 20 secondes.
- Application de la colle duale Nexus 3 et mise sous pression 10 secondes sans retirer les excès ; puis, placement de la pièce sous presseur et photopolymérisation de chaque face 20 secondes.
- Retirer la pièce du presseur et photopolymériser pendant 20 secondes.

Protocole de préparation du groupe 4 :

- Mise en place du composite dans le réchauffeur (Ena Heat (Micerium) : T2=55°C) pendant 30 minutes.
- Mordançage du substrat dentaire avec de l'acide orthophosphorique à 35 % pendant 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine
- Rinçage abondant à l'eau puis séchage de l'échantillon avec une seringue à air.
- Application de l'adhésif universel pendant 10 secondes (All Bond Universal®), puis ré-application d'une seconde couche d'adhésif directement après la première.
- Séchage de l'adhésif jusqu'à l'obtention d'un film homogène et photopolymérisation pendant 20 secondes.
- Application du composite chauffé sur le plot en composite, appui ferme et vibré à l'aide d'un insert ultrasonique durant 10 secondes.
- Placement de l'échantillon sous le presseur, repos pendant 10 secondes puis photopolymérisation 20 secondes par face.

6.2.4. Préparation finale des échantillons

Après la mise en place du composite de collage, chaque échantillon est sectionné perpendiculairement à l'aide d'un disque de coupe diamant souple ultra-mince, d'épaisseur 0,30 mm afin d'exposer l'interface résine/dentine. La surface des échantillons est polie successivement 2 minutes par papier et par échantillon à l'aide de trois feuilles abrasives de granulosités décroissantes, à savoir : 1200, 2400, 4000.

6.2.5. Préparation des échantillons pour l'étude au Microscope électronique à balayage (MEB)

Pour mettre en évidence la couche hybride et les tags de résine, aucun protocole ne fait l'unanimité à ce jour. Par conséquent, il semble intéressant de comparer différents protocoles afin d'essayer de proposer un protocole fiable et reproductible.

Généralement, pour visualiser l'interface résine dentine au MEB, il faut dans un premier temps déminéraliser la matière inorganique avec de l'acide orthophosphorique pendant 10 secondes, dissoudre la matière organique de la dentine avec de l'hypochlorite de sodium, puis déshydrater l'échantillon dans des bains d'alcool successifs.

Dans cette étude, différentes durées d'exposition à une même concentration d'hypochlorite de sodium de 5 % ont été testées. Le groupe contrôle a été soumis à l'action d'une solution d'hypochlorite de sodium (NaOCl) à 5 % pendant 5 minutes, en comparaison aux groupes expérimentaux : NaOCl 5 % pendant 1 minute pour le premier groupe et 2 minutes pour le second.

Les échantillons ont été réduits au taille plâtre afin de les affiner et ainsi obtenir un maximum de stabilité des échantillons dans le MEB.

Les échantillons ont ensuite été polis un par un au tour à polir, en utilisant une succession de papiers ponces humides à granulométrie décroissante : 600, 1200, 2400 et 4000, pendant 1min30 et de manière dynamique.

Groupe Contrôle :

- Application d'acide orthophosphorique sans frotter pendant 10 secondes,
- Rinçage avec de l'eau déminéralisée pendant 30 secondes,
- Immersion dans de l'hypochlorite de sodium à 5 % pendant 5min,
- Immersion pendant 5 min dans l'eau distillée sans US,
- Déshydratation avec des bains d'alcool de concentration croissante :
 - 50° pendant 5 min,
 - 75° pendant 5 min,
 - 95° pendant 5 min,
 - 100° : trois fois 5 min.

- Métallisation :

- Faire le vide dans le métaliseur (réf : HUMMER Jr ; Technics, Virginia, USA)
- Mettre les échantillons dans le métaliseur sur un support conducteur
- Allumer la pompe à vide et le métaliseur
- Ouvrir la bouteille d'argon lors que le vide est à 80 millitors
- Chasser le vide, faire plusieurs tours jusqu'à ce que l'aiguille soit sur 2Torr
- Recréer le vide
- Répétition des étapes ci-dessus quatre fois
- Contrôler que le vide reste entre 60 et 80 millitors, mettre HV control sur « On »
- Activer la minuterie sur 3min, le voyant rouge doit s'allumer
- Mettre HV control sur 5 progressivement, l'aiguille AC current doit commencer à monter
- Faire rentrer de l'argon doucement jusqu'à 7,5 μ A
- Lorsque les trois minutes sont écoulées, mettre HV sur « Off »
- Fermer doucement la bouteille d'argon
- Laisser tourner la pompe pendant 15minutes avant de la couper
- Après une heure, casser le vide en ouvrant délicatement le bouton vers VENT
- Sortir les échantillons du métaliseur
- Fermer l'enceinte de métallisation, et remettre la pompe en marche afin de remettre le système sous vide, à 150 millitors, couper la pompe et éteindre définitivement.

- Analyse au Microscope Electronique à Balayage (FEI company, Eindhoven, the Netherlands). Nous avons sélectionné quatre clichés par échantillon à raison de quatre grossissements, x1000, x1500, x2000 et x5000.

Groupes expérimentaux :

Groupe : A :

- Application d'acide orthophosphorique sans frotter pendant 10 secondes,
- Rinçage à l'eau déminéralisée pendant 30 secondes,
- Immersion dans l'hypochlorite de sodium à 5 % pendant 1 min,
- Plonger pendant 5 min dans l'eau distillé sans US,
- Déshydratation avec des bains d'alcool à concentration croissante :

- 50° pendant 5 min
- 75° pendant 5 min
- 95° pendant 5 min
- 100° : trois fois 5 min
- Métallisation,
- Analyse au MEB.

Groupe B :

- Application d'acide orthophosphorique sans frotter pendant 10 secondes,
- Rinçage à l'eau déminéralisée pendant 30 secondes,
- Immersion dans de l'hypochlorite de sodium à 5% pendant 2min,
- Plonger pendant 5min dans l'eau distillé sans US,
- Déshydratation avec des bains d'alcool à concentration croissante
 - 50° pendant 5 min
 - 75° pendant 5 min
 - 95° pendant 5 min
 - 100° : trois fois 5min
- Métallisation,
- Analyse au MEB.

6.2.6. Analyse statistique de l'épaisseur de la couche hybride et de la longueur des tags de résine.

L'ensemble des longueurs des tags de résine et l'épaisseur de la couche hybride des différents échantillons ont été mesurés et classés dans un tableau type Excel en fonction de l'adhésif utilisé et de l'échantillon concerné. Nous avons ensuite calculé la moyenne et l'écart type de chaque échantillon pour faire la moyenne des échantillons en fonction des familles d'adhésifs. Ces résultats ont finalement été confrontés aux données issues de la littérature.

Quatre échantillons pour chaque adhésif ont été sélectionnés et observés afin de sélectionner 3 zones différentes au sein d'une même coupe. Sur chaque dent, une coupe médiane a été réalisée et les tags ont été mesurés sur l'intégralité de la zone dentinaire, correspondant à un nombre de mesures par échantillons compris

entre 40 et 50 tags de résine. Les mesures étaient représentatives et excluaient les tags manifestement fracturés ou incomplets.

Les différences significatives ($p \leq 0,05$) concernant l'épaisseur de la couche hybride et les longueurs de tags entre les différents groupes ont été testées avec le logiciel sigma plot 11. Le test retenu pour comparer les différentes valeurs est le test non paramétrique de Kruskal-wallis avec un niveau de confiance 95 %.

Lors de l'application d'un adhésif sur une surface dentinaire, plusieurs compartiments sont distinguables, à savoir :

- Les tags de résine infiltrant directement au niveau des tubuli dentinaires
- La couche hybride formée par l'adhésif et les fibrilles de collagène
- L'agent adhésif, lui-même, retrouvé à la surface de la couche hybride
- Le composite de restauration ou une résine de collage dans la partie la plus superficielle

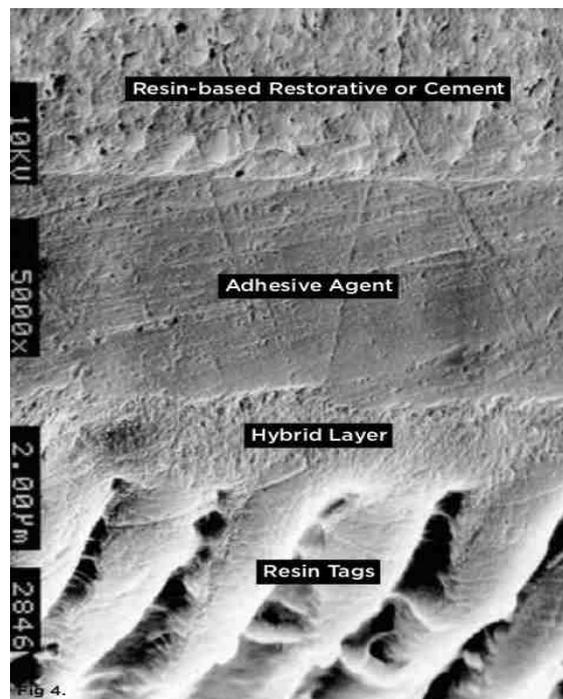


Figure 34: Mise en évidence des différents compartiments formés par l'adhésif lors de son infiltration dans la dentine (48).

Dans cette étude, il a été décidé que la couche hybride seule serait mesurée sans prendre en compte l'épaisseur de l'adhésif. Certaines études incluent néanmoins l'épaisseur de l'adhésif avec la couche hybride : l'addition de ces deux valeurs peut expliquer certaines différences qui peuvent être retrouvées dans la littérature. En effet, l'épaisseur d'adhésif peut être intéressante à prendre en compte dans certains cas. Par exemple, lors de la réalisation d'un IDS, une épaisseur importante d'adhésif permet de protéger la couche hybride lors du sablage avant collage (146). A l'inverse, cette épaisseur, lorsqu'elle est conséquente, peut représenter un obstacle à l'insertion complète de la pièce prothétique lors de son collage.

7. Résultats

Une analyse de qualité nécessite des coupes au microscope d'une grande précision. L'un des objectifs de cette étude a été d'analyser la couche hybride et les tags de résine au microscope électronique à balayage. L'étape de mordantage à l'acide orthophosphorique déminéralise la couche supérieure de la dentine et élimine la boue dentinaire créée lors du polissage. Enfin, l'hypochlorite de sodium dissout les fibrilles de collagène afin d'observer les tags de résine et la couche hybride.

Trois temps d'exposition à l'hypochlorite de sodium 5 % ont été testés : 1 min, 2 min et 5 min. Puis, nous avons analysé la morphologie et les caractéristiques de la couche hybride et des tags des différents échantillons au microscope électronique à balayage.

	Longueur moyenne des tags de résine en μm	Ecart-Type	Epaisseur moyenne de la couche hybride en μm	Ecart-Type
Adhese universal bond[®]	36,75	19,15	2,37	1,16
G-Premio bond universal[®]	42,50	26,67	6,58	1,86
Optibond FL[®]	40,20	28,11	5,14	1,55
All bond universal[®]	39,50	14,10	5,72	2,13

Tableau 12 : Présentation de la longueur moyenne des tags de résine et de l'épaisseur de la couche hybride des différents adhésifs testés. Iconographie personnelle.

Les observations les plus représentatives sont exposées ci-après (pages 104 à 110). Il en ressort qu'une exposition à une solution de NaOCl à 5% pendant 1 minute permet d'observer l'intégralité de la couche hybride et des tags de résine. Cependant, elle n'a pas permis la dégradation optimale de la partie organique, laissant ainsi des images au microscope électronique imprécises.

L'exposition à l'hypochlorite, à la même concentration, pendant 2 minutes permet d'obtenir les meilleures images. Il a ainsi pu être mis en évidence l'intégrité de la couche hybride et des tags de résine, ainsi qu'une dégradation optimale de la partie organique, permettant d'obtenir des images nettes au microscope électronique.

Enfin, l'exposition à l'hypochlorite de sodium pendant 5 minutes réagit de façon trop importante avec la dentine et fragilise, voire fracture les tags de résine, perturbant ainsi l'analyse en présentant des tags de résine incomplets.

Au cours de cette étude sur un adhésif MR3, l'Optibond FL[®] et trois adhésifs universels : G-Premio Bond Universal[®], l'All Bond Universal[®] et l'Adhese Universal[®] (utilisés tous les 3 en mode MR sur la dentine), une longueur de tags de résine d'en moyenne de 39,73µm (±22,01) et une épaisseur moyenne de couche hybride de 4,95 µm (±1,66) ont pu être mesurées.

La moyenne des longueurs de tags de résine la plus importante a été mesurée pour l'adhésif G-Premio Bond Universal[®] 42,50 µm, suivi par l'Optibond FL[®] avec 40,20µm, puis l'All Bond Universal[®] 39,50 µm et enfin l'Adhese Universal Bond[®] avec une longueur moyenne de 36,75 µm.

Pour la couche hybride, la moyenne des épaisseurs la plus importante a été mesurée sur les échantillons recouverts de G Premio Bond Universal[®] avec 6,58µm, puis l'All Bond Universal[®] avec 5,72 µm, vient ensuite l'Optibond FL[®] avec 5,14µm et enfin l'Adhese Universal[®] avec 2,37µm.

L'ensemble de ces mesures a été statistiquement analysé avec le test de Kruskal-Wallis.

Concernant la longueur des tags de résine, le groupe 4 a permis d'observer une supériorité significative ($p \leq 0,05$) par rapport aux groupes 1 et 3. En revanche aucune différence significative n'a été observée avec le groupe 2. De la même manière, aucune différence significative entre les groupes 1, 2 et 3 n'a pu être constatée.

Pour l'épaisseur de la couche hybride, il a été trouvé dans le groupe 1 une différence statistiquement significative ($p \leq 0,05$) inférieure à celle des trois autres adhésifs testés. Il n'a cependant pas été trouvé de différences statistiquement significatives entre le groupe 2, le groupe 4 et le groupe 3.

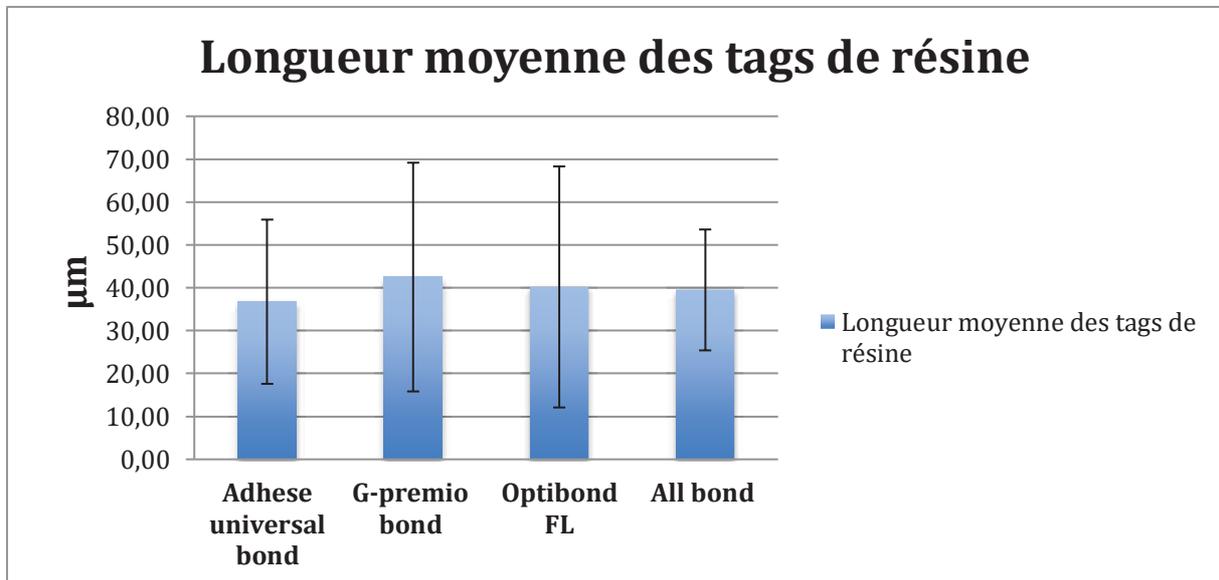


Figure 35 : Longueur moyenne des tags de résine en fonction des différents adhésifs testés. Iconographie personnelle.

Longueur_Tags

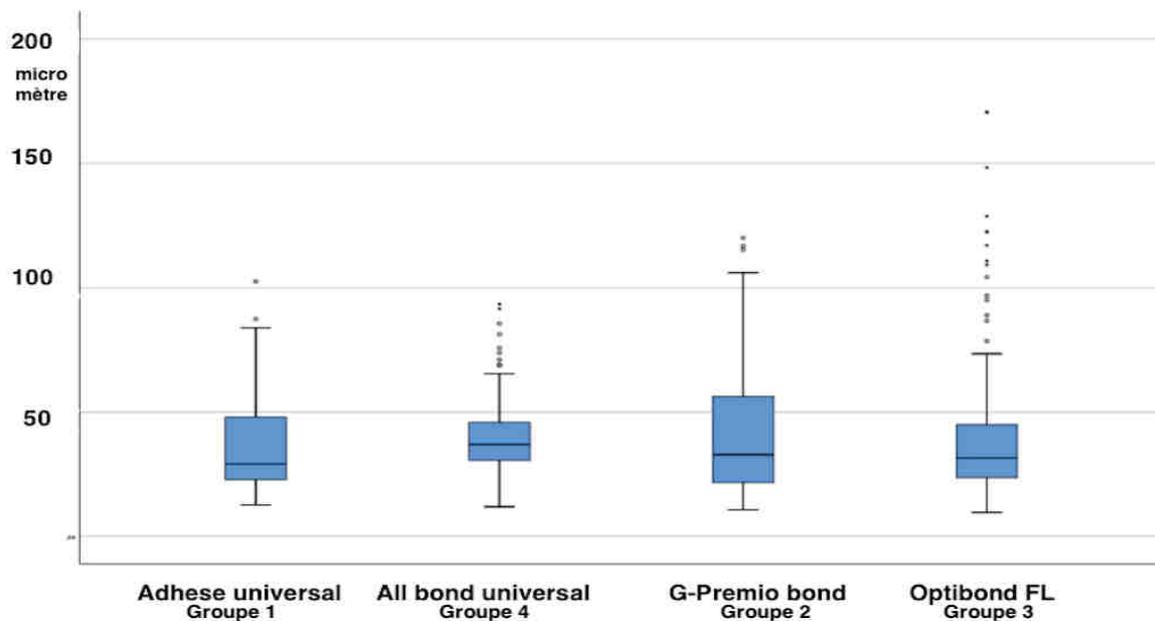


Figure 36 : Diagramme en boîte représentant la longueur des tags de résine des adhésifs testés. Iconographie personnelle.

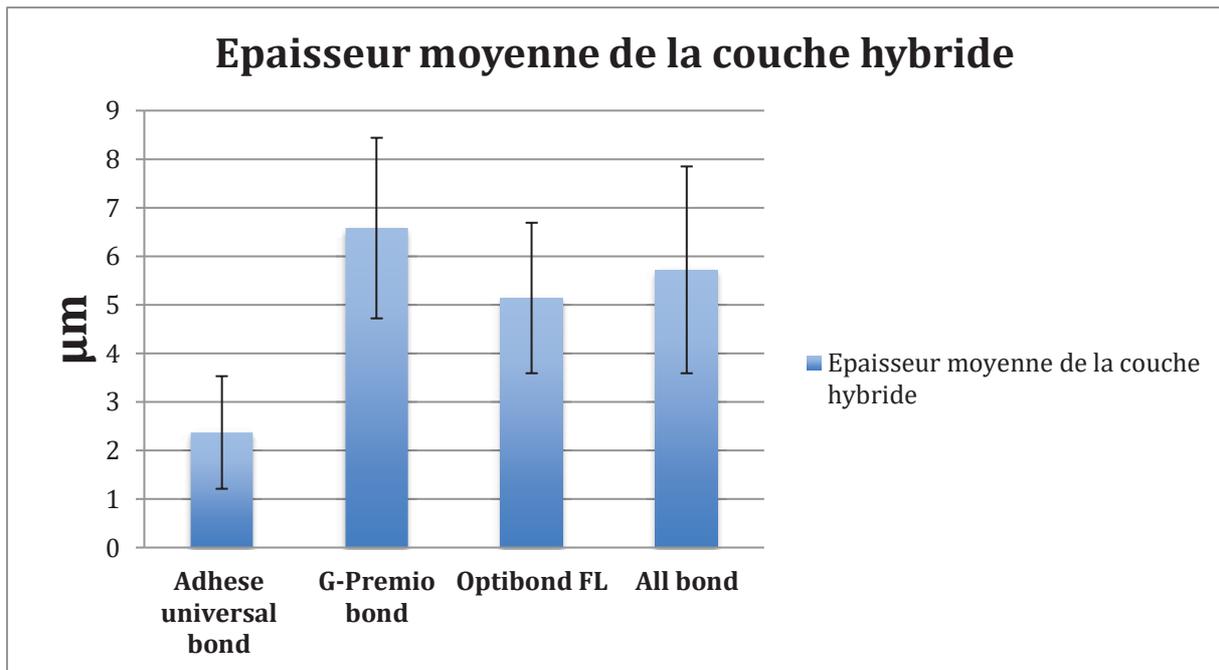


Figure 37 : Epaisseur moyenne de la couche hybride en fonction des différents adhésifs testés. Iconographie personnelle.

Epaisseur_couche_hybride

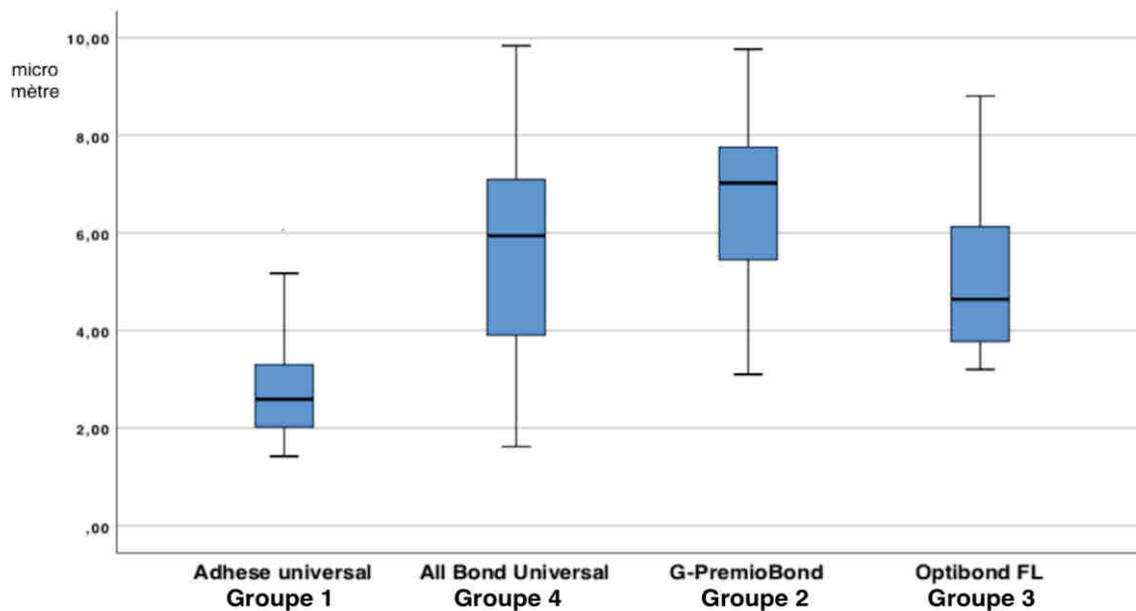


Figure 38 : Diagramme en boîte représentant l'épaisseur de la couche hybride des différents adhésifs. Iconographie personnelle.

Adhésif : Optibond FL		Fabricant : Kerr		Type : MR3		N° lot : 6080476	
Grossissement Temps							
	X1000	X1500	X2000	X2000	X2000	X5000	X5000
NaoCl 5% 1min							
NaoCl 5% 2min							
Naocl 5% 5min							

Tableau 13 : Temps d'exposition à l'hypochlorite de sodium 5% pour la préparation des échantillons au MEB du groupe 3 pendant 1min, 2min et 5min. Iconographie personnelle.

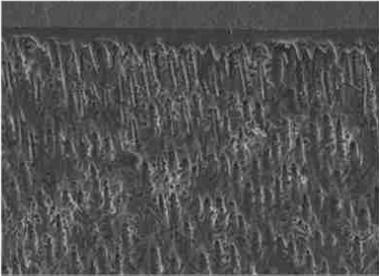
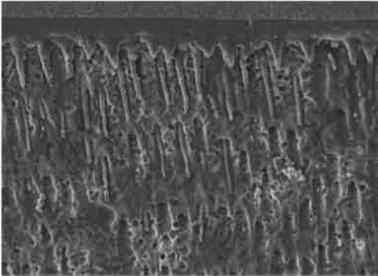
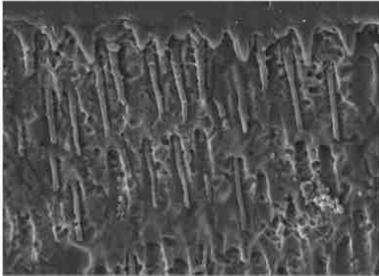
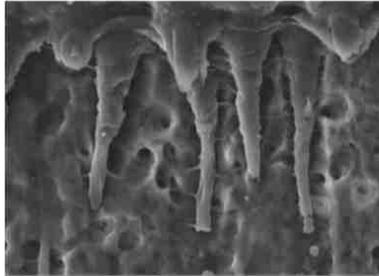
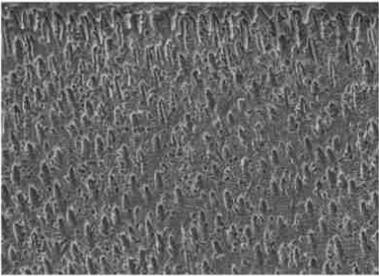
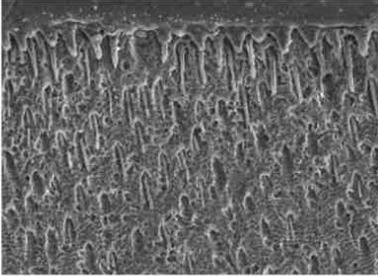
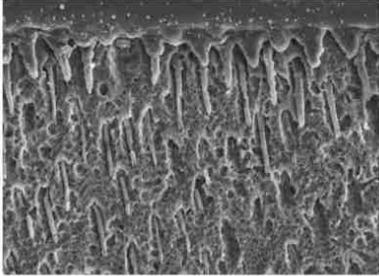
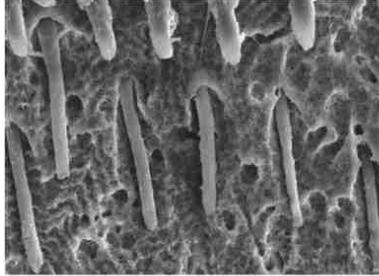
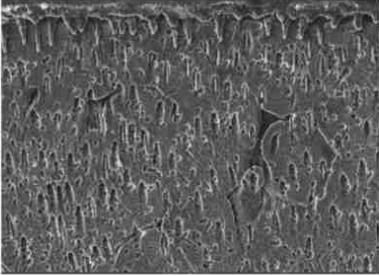
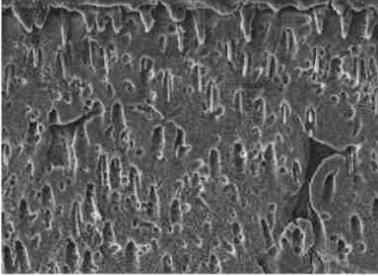
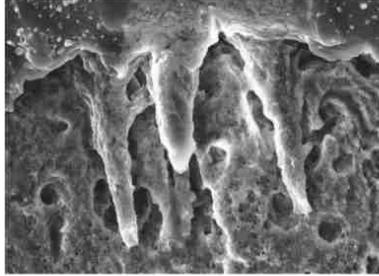
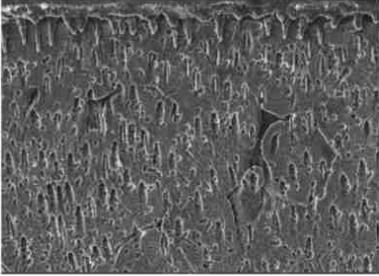
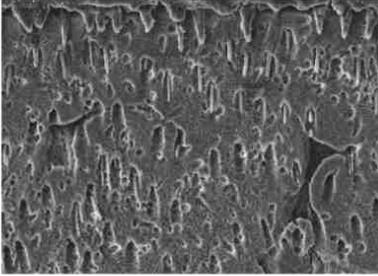
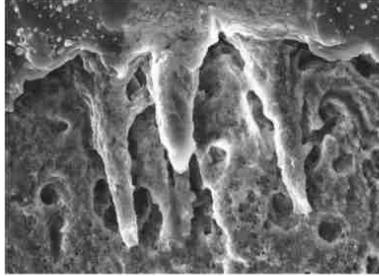
Adhésif : G-Premio bond universel		Fabricant : GC		Type : Universal mode MR		N° lot : 1609092			
Grossissement		<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; display: flex; justify-content: space-between; align-items: center;"> X1000 X1500 X2000 X5000 ➔ </div>							
Temps		X1000		X1500		X2000		X5000	
 1min	NaOCl 5%								
	NaOCl 5%								
	NaOCl 5%								
	NaOCl 5%								

Tableau 14 : Temps d'exposition à l'hypochlorite de sodium 5% pour la préparation des échantillons au MEB du groupe 2 pendant 1min, 2min et 5min. Iconographie personnelle.

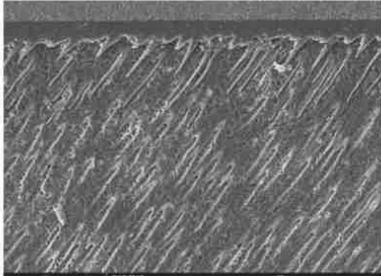
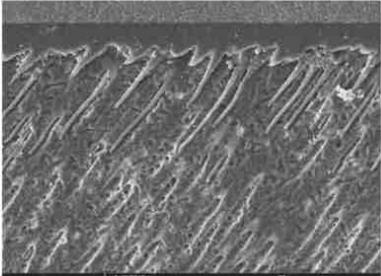
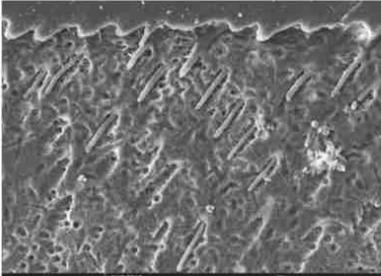
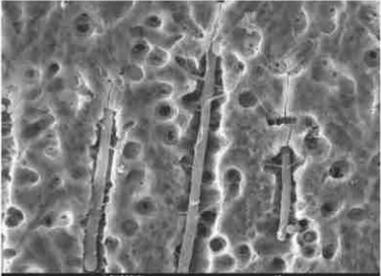
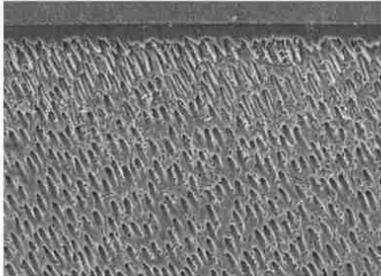
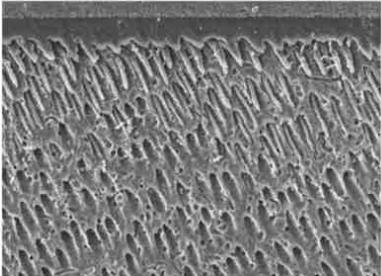
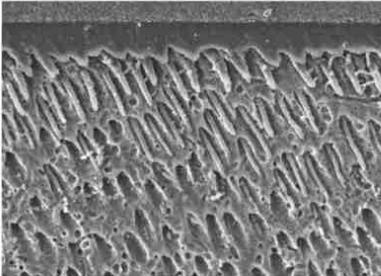
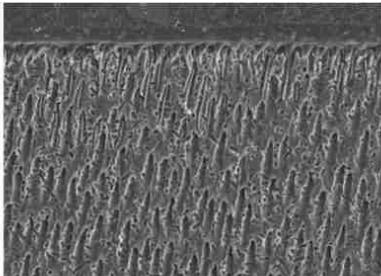
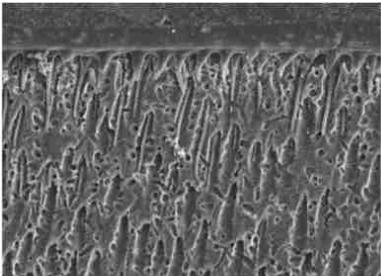
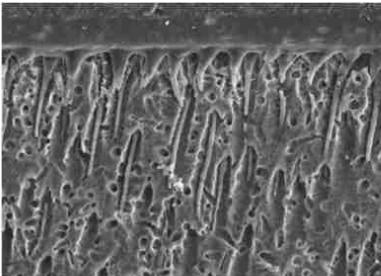
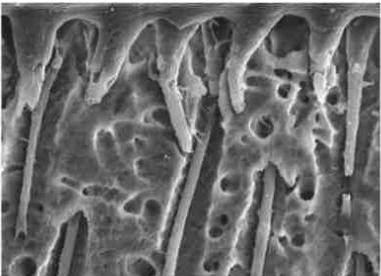
Adhésif : All bond universal		Fabricant : Bisico		Type : Universal mode MR		N° lot : V45894			
Grossissement		X1000		X1500		X2000		X5000	
Temps									
NaoCl 5%  1min									
NaoCl 5%  2min									
Naocl 5%  5min									

Tableau 15 : Temps d'exposition à l'hypochlorite de sodium 5% pour la préparation des échantillons au MEB du groupe 4 pendant 1min, 2min et 5min. Iconographie personnelle.

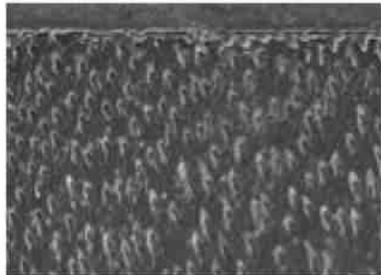
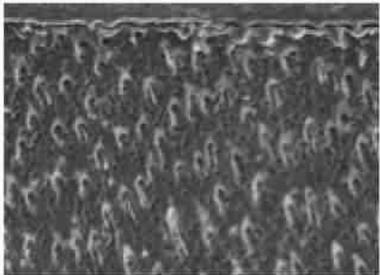
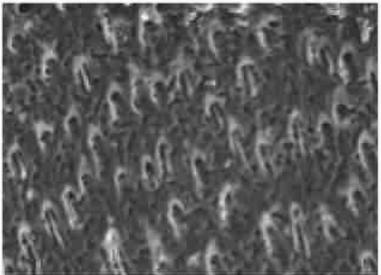
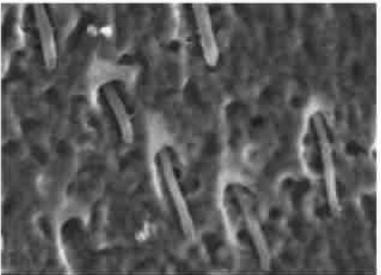
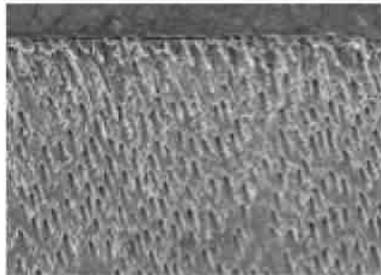
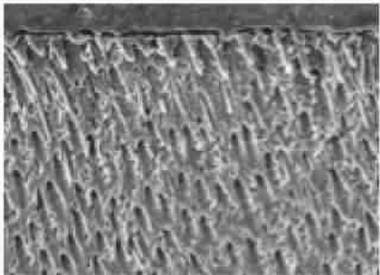
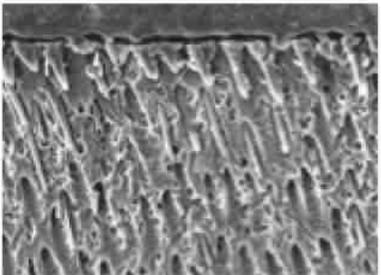
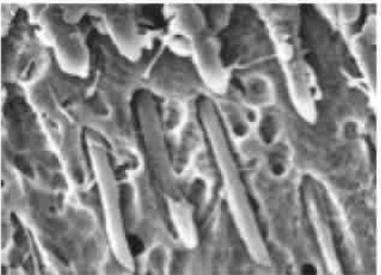
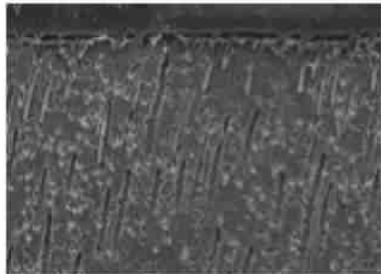
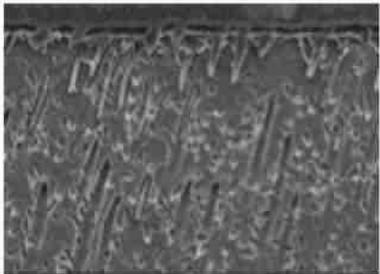
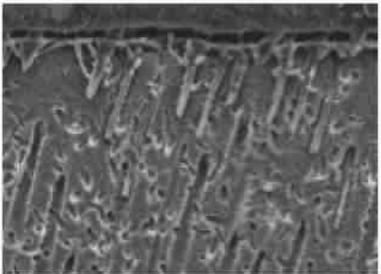
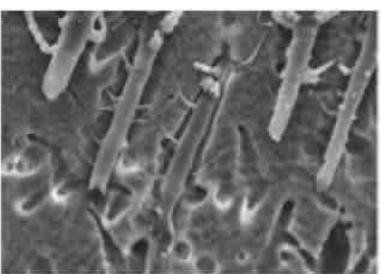
Adhésif : Adhese universal bond		Fabricant : Ivoclar Vivadent		Type : Universal MR		N° lot : 170000594			
Grossissement		X1000		X1500		X2000		X5000	
Temps									
NaOCl 5%  1min									
NaOCl 5%  2min									
Naocl 5%  5min									

Tableau 16 : Temps d'exposition à l'hypochlorite de sodium 5% pour la préparation des échantillons au MEB du groupe 1 pendant 1min, 2min et 5min. Iconographie personnelle.

8. Discussion

- *Problématique*

L'interface résine / surface dentaire peut être analysée par différentes méthodes d'imagerie (23):

- Au microscope électronique à balayage,
- Au microscope électronique à transmission,
- Au microscope confocal à balayage laser,
- Au microscope à force atomique.

Du fait de sa précision, sa prédominance et sa simplicité d'utilisation, nous avons décidé de travailler sur un microscope électronique à balayage afin de visualiser la couche hybride et les tags de résine.

- *Confrontation des résultats de l'étude avec la littérature*

Dans notre étude, tout système adhésif confondu, nous avons trouvé une longueur moyenne de tags de résine de 39,73 μm et une épaisseur moyenne de couche hybride de 4,95 μm . Dans la littérature, en ne prenant en compte que les systèmes adhésifs testés de notre étude, on trouve une longueur moyenne de tag de résine de 36,65 μm et une épaisseur de couche hybride moyenne de 3,94 μm . (159) (160) (110) (113) (161) (55) (162) (163) (164).

L'adhésif MR3 que nous avons observé nous a permis de mesurer une couche hybride moyenne de 5,14 μm , ce qui est comparable à l'étude menée par N.Gateva en 2012 (160) qui présente une couche hybride de 4,56 μm pour le même adhésif. Cependant, cette épaisseur reste supérieure aux études menées par M.Hashimoto en 2000 (159), Anchieta en 2015 (164) et Kallis en 2018 (110) sur d'autres adhésifs MR3, qui ont trouvé respectivement 3,1, 4,1 et 3,5 μm . Ces différences peuvent s'expliquer par l'utilisation d'adhésifs non chargés contrairement à l'Optibond FL, le Scotch Bond Multipurpose® pour Hashimoto et Anchieta et le Gluma 2bond® pour l'étude menée par Kallis.

Pour les tags de résine, nous avons trouvé une longueur moyenne de 40,20 μm ce qui est largement supérieur aux mesures menées par Langer en 2013 (165) qui trouve une longueur moyenne de 20,1 μm et légèrement inférieur à l'étude menée par Anchieta qui trouve 30,8 μm (164). Cette différence peut s'expliquer par l'utilisation d'adhésif MR3 autre que l'Optibond FL®.

Lorsque nous nous intéressons **aux adhésifs universels**, nous avons mesuré une longueur de tags de résine moyenne de 39,58 μm , ce qui est inférieur aux mesures de Tsujimoto 2019 (166) avec des tags de résine compris entre 60 et 90 μm , mais est comparable aux mesures menées par Wagner en 2014. Ce dernier trouve en moyenne des tags de résine compris en 30 et 50 μm (163) pour trois adhésifs universels utilisés en mode MR (All Bond Universal®, Futura Bond Universal® et le Scotchbond Universal®).

Nous avons mesuré une épaisseur moyenne de couche hybride de 4,86 μm , ce qui est comparable à l'étude menée par Chen en 2015 (55) qui mesure une épaisseur moyenne comprise entre 5 et 6 μm et celle menée par Kallis en 2018 (110) qui mesure 3,7 μm . Cependant, notre mesure reste supérieure aux mesures trouvées dans les études de Takamisawa en 2016(161), Tsujimoto en 2019 (166) et Perdigao en 2012 (162) qui mesurent respectivement une épaisseur de couche hybride de 2,6 μm , 2,1 μm et 2,5 μm .

- *Influence de la couche hybride et tags de résine*

La déminéralisation de la dentine et l'exposition des fibrilles de collagène permettent l'infiltration de la résine au sein des tubuli et de ces fibrilles, créant une rétention micromécanique de la couche hybride et des tags de résine. Cette rétention reste un facteur important de l'adhésion lors du collage. Cependant, l'épaisseur de la couche hybride comme la profondeur des tags de résine sont des critères discutés dans leur impact sur les forces d'adhérence.

Comme nous l'avons vu dans la première partie, la couche hybride joue un rôle clé dans le collage. La couche hybride des systèmes adhésifs sans mordantage présente une épaisseur moindre que les adhésifs de la famille des MR (22). Malgré l'apparence physique de la couche hybride, plus mince, des SAM, il n'y aurait pas de

corrélation entre l'épaisseur de la couche hybride et les valeurs d'adhérence des SAM et des universels (22) (111). A l'inverse les valeurs d'adhérence des adhésifs de la famille des MR sont proportionnelles à l'épaisseur de la couche hybride (167). Cependant, l'épaisseur de la couche hybride n'est pas proportionnelle au temps de mordantage pour la famille des MR. En effet, un temps de mordantage inadéquat sur-déminéralise la dentine, ce qui fragilise la couche hybride et le futur collage par l'augmentation du taux de nanoleakage (159) (168).

Ainsi, **si l'impact de l'épaisseur de la couche hybride** des SAM et des universels sur les forces d'adhérence reste encore discuté, il semblerait que la qualité de la couche hybride ait plus d'influence sur la pérennité de l'adhésion (169) (56). Une couche hybride de qualité se traduit par une couche hybride homogène dans laquelle les monomères infiltrent et remplissent complètement les fibrilles de collagène. Dans le cas contraire, il se forme du vide sous la couche hybride, l'exposant au nanoleakage et au risque de dégradation hydrique future (168). Par conséquent, une couche hybride de qualité et homogène conditionne la qualité de l'adhésion future (170).

La littérature est encore très contradictoire sur **l'impact des tags de résine** dans l'adhésion dentinaire. Il paraît évident que les tags jouent un rôle dans l'adhésion, cependant il est encore aujourd'hui impossible d'en mesurer leur impact. Si certaines études montrent l'absence de relation entre la profondeur de tags de résine et les valeurs d'adhérence dentinaire, d'autres affirment, que les tags de résine participent à 30 % de la résistance totale du lien adhésif-dentine (171) (172).

Pour d'autres auteurs, il n'y aurait pas de lien direct entre la profondeur des tags de résine et les valeurs d'adhérence dentinaire pour les MR, les SAM et les universels (167) (111) (173) (22). Parmi les éléments de réflexion, le caractère statique ou dynamique du test d'adhérence mené semble jouer un rôle important. Dans une étude récente, menée par Tsujimoto en 2018 (166), celui-ci montre en effet qu'il y aurait un lien entre la profondeur des tags de résine et les valeurs d'adhérence après des tests de fatigue. Cette corrélation est compréhensible si l'on considère le rôle d'ancrage micromécanique des tags, qui prend tout son sens dans des tests de sollicitations régulières plutôt que des tests à rupture à charge maximale.

En conclusion, il semblerait que la seule notion de longueur des tags de résine influence peu la résistance finale de l'adhésion dentinaire. Il convient plutôt d'élargir la notion à la qualité de l'adaptation aux parois internes des tubuli et à la densité des tags pour comprendre l'impact de ces derniers sur l'adhérence (174) (171) (22).

- *Ouverture sur les paramètres qui influencent la qualité de l'adhésion dentinaire*

L'épaisseur de la couche hybride et les tags de résine sont des facteurs importants lors du collage. Cependant, l'interface dentine/résine est affectée par un certain nombre de paramètres autres, comme la zone de dentine utilisée pour le collage, la composition des systèmes adhésifs, les conditions d'application etc. Par conséquent, ci-dessous est présentée une liste non exhaustive des paramètres secondaires à prendre en considération :

- *Composition de l'adhésif en eau et en solvant organique.*

Le solvant joue un rôle clé dans l'infiltration de l'adhésif dans le substrat dentinaire. Cependant, il peut aussi perturber la polymérisation et diluer les monomères de résine s'il n'est pas évaporé avant polymérisation ou s'il est présent initialement en trop grande quantité. Sa persistance pendant la polymérisation rend la couche hybride perméable et compromet l'adhésion résine-dentine. Selon la littérature, le temps d'évaporation optimale pour évaporer les solvants présents dans l'adhésif et améliorer les valeurs d'adhésion ainsi que diminuer le taux de nanoleakage, est de 10 secondes avec l'utilisation d'une seringue à air (175) (51).

Par ailleurs, la concentration et la qualité du solvant influencent aussi les performances des adhésifs. (51) (112). La qualité du solvant influence l'épaisseur de la couche hybride et la profondeur des tags résineux (176). Plus la concentration en solvant organique est importante, plus le risque d'avoir du solvant résiduel au sein de la couche hybride lors de la polymérisation est important.

Les principaux solvants organiques sont :

- L'éthanol : le pourcentage d'éthanol n'a pas d'incidence sur le degré de conversion du monomère, mais il a une influence sur les propriétés mécaniques.

Plus la concentration d'éthanol est importante dans l'adhésif, plus les valeurs de traction et le module d'élasticité diminuent (51).

- L'acétone : il a pour caractéristique une évaporation très rapide qui souvent ne laisse pas le temps au monomère d'infiltrer la dentine déminéralisée.

- Le Ter-butanol : encore peu connu, c'est le dernier solvant mis sur le marché. Une étude récente semble montrer que le ter-butanol est un solvant très performant. Il créerait une couche hybride de meilleure qualité et des profondeurs de tags de résine plus importants que les autres solvants. Cependant, il présente un faible recul clinique et la littérature se doit d'être approfondie concernant ce sujet. Dans notre étude, l'Optibond FL®, l'Adhese Universal Bond® et l'All Bond Universal® ont pour solvant l'eau et l'éthanol. Le G-Premio Bond® a pour solvant de l'acétone et de l'eau.

- L'eau : la quantité d'eau semble avoir autant d'influence que le pH de l'adhésif. Une étude récente étudie l'interaction de l'eau avec la molécule de 10-MDP. Il semblerait que plus la concentration d'eau est importante, plus le 10-MDP est capable d'infiltrer la boue dentinaire et de déminéraliser la dentine sous-jacente. Néanmoins, plus la concentration d'eau est importante, plus les valeurs d'adhérence diminuent (177).

- *L'absence ou la présence de charges au sein de l'adhésif.*

L'intérêt des charges au sein des adhésifs est très controversé. Les charges sont ajoutées au sein des adhésifs afin d'améliorer les valeurs d'adhérence en renforçant la couche hybride et en diminuant le taux de rétraction de prise de la résine lors de la polymérisation. Sur l'émail, la présence ou l'absence de charges n'influence pas les valeurs d'adhérence. Sur la dentine, la présence de charges semble engendrer de meilleurs résultats (178).

Les adhésifs avec des charges présentent une couche hybride absorbant de manière plus performante les contraintes et améliorent les propriétés mécaniques de cette couche hybride. La littérature reste à approfondir sur l'impact des charges et sur leur influence sur la pénétration des tags de résines au sein des tubuli (179) (150).

- *Le taux d'humidité de la dentine lors du collage.*

Après le conditionnement de la dentine avec de l'acide, le maintien d'une surface humide est un critère majeur du développement optimal et homogène de la couche hybride (180). L'eau entourant les fibrilles de collagènes est essentiel pour maintenir la rigidité des espaces inter-fibrillaires et permettre une pénétration optimale de la résine adhésive dans les réseaux de collagène. Cependant, cet équilibre est fragile : un séchage trop important de la dentine entraîne un manque d'eau au sein des fibrilles de collagène qui vont se collapser et s'effriter, ce qui va empêcher l'interaction avec la résine adhésive. Dans le cas contraire, une surhydratation de la dentine altère la polymérisation de l'adhésif et provoque une hydrolyse de l'adhésif (166). Cliniquement, il est impossible de contrôler de manière précise l'humidité de surface des substrats. Un adhésif universel idéal ne serait donc pas sensible à cette variation d'humidité. Or, nombreux sont les adhésifs universels encore sensibles à ce degré d'humidité.

Pour la famille des MR, le collage humide (« wet bonding ») est plus performant que le collage à sec (« dry bonding ») (181) (180). Pour les adhésifs universels, sur l'émail, le taux d'humidité n'a pas d'influence sur l'adhésion. En revanche pour la dentine, le taux d'humidité influence la qualité de l'adhésion en fonction de la forme commerciale. Certaines formes commerciales ne semblent pas être sensibles au degré d'humidité, alors que d'autres sont plus ou moins efficaces en fonction de l'humidité (166) (182). En effet, parmi les adhésifs universels, toutes les formes commerciales ne sont pas égales. Pour exemple, d'après une étude menée par Tsujimoto (166), les valeurs d'adhérence de l'All bond Universal® et le G-Premio bond® sont influencées par le taux d'humidité de la dentine. Pour la G-Premio bond®, un fort taux d'humidité a une incidence négative sur les performances de l'adhésif. De part sa forte teneur en eau, le G-premio Bond Universal ® possède une forte capacité à réhydrater la dentine. L'addition d'une forte teneur en eau sur la surface dentinaire avec celle contenue dans le G Premio Bond® est donc néfaste pour la qualité de la futur couche hybride. A l'inverse, un faible taux d'humidité sur la dentine a une influence négative sur les performances de l'All Bond Universal®.

De part sa faible teneur en eau, l'All Bond Universal® a une faible capacité de réhydratation du réseau de collage, et donc son application sur une surface dentinaire sèche perturbera l'interaction de l'adhésif avec la dentine. Alors que pour le Prime & Bond Elect® et le Scotchbond Universal®, le taux d'humidité n'a pas d'incidence sur l'adhésion dentinaire (166) . Cette différence de sensibilité entre les adhésifs universels face à l'humidité dentinaire semble s'expliquer par la présence de certains composants et la teneur en eau de l'adhésif. Le Prime & Bond Elect® présente une nouvelle technologie (technologie Active-Guard®) et inclut de nouveaux agents de réticulation qui semblent participer à la résistance de l'adhésif face aux variations d'humidité de la surface dentinaire. Le Scotchbond Universal® contient un copolymère spécifique d'acide polyacénoïque. Enfin, le Scotchbond Universal® et le Prime & Bond Elect® ont une concentration d'eau comprise en 10 et 15 %.

Une seconde étude menée par Choi (182) présente les mêmes conclusions que l'étude précédente. Cette différence parmi ces formes commerciales semble se justifier dans un premier temps par la technologie utilisée dans le Prime & Bond Elect® et le Scotchbond Universal® et dans un second temps, par la quantité d'eau au sein même des adhésifs universels.

En effet, le G Premio Bond® présente 25 % d'eau et l'All Bond® contient la plus faible concentration d'eau avec moins de 3 %. Or, un excès d'eau est néfaste pour la couche adhésive et à l'inverse un manque d'eau produit une réaction chimique faible avec l'interface dentaire. Par conséquent, de part leur composition en eau (entre 10 et 15 %) et leur technologie utilisée, le Scotchbond Universal® et le Prime&Bond® semble être deux adhésifs universels performants face aux variations d'humidité de la dentine. (166) (182).

En d'autres termes, il semblerait que l'inclusion de composants et technologies dans les adhésifs et qu'une concentration optimale d'eau dans les adhésifs universels protégeraient des variations d'humidité de la surface dentinaire. Ces données sont limitées dans la littérature et ne permettent pas de séparer les effets de la teneur en eau et des autres composants, et il est donc nécessaire de poursuivre les recherches avant de pouvoir formuler des recommandations spécifiques.

Il serait intéressant d'approfondir la littérature pour estimer la concentration optimale d'eau au sein des adhésifs universels. (182) (183) (181) (180)

Enfin, pour les adhésifs universels, l'épaisseur de la couche hybride ne serait pas influencée par le taux d'humidité. En revanche, les tags de résine sont plus longs sur une dentine légèrement humide (« wet bonding ») comparée à une dentine sèche (« drybonding ») (166) .

CONCLUSIONS.

Si l'adhésion amélaire est maîtrisée depuis plusieurs décennies, l'adhésion dentinaire reste un défi pour la dentisterie adhésive du XXI siècle.

Sur une surface principalement amélaire, la qualité de l'adhésion est conditionnée par son état de surface plus que par le choix du système adhésif. La littérature montre que le protocole de mordantage/rinçage avec la famille des MR et les adhésifs universels utilisés en mode MR sont les approches les plus efficaces pour obtenir une adhésion performante et pérenne.

Sur une surface principalement dentinaire, les adhésifs les plus performants sont les MR3, les SAM2 et les adhésifs universel doux. Cependant, les différentes familles doivent être choisies de manière raisonnée en fonction de la situation clinique. Si la littérature semble avoir élucidée les mécanismes de dégradation de la couche hybride qui détériorent les valeurs d'adhérence dans le temps, il lui reste à proposer un protocole reproductible permettant de pérenniser le collage sur une surface principalement dentinaire. Actuellement, la technique la plus documentée est l'application de chlorhexidine en phase aqueuse (30 s) avec une concentration optimale de 2 % qui semble être une solution de choix pour diminuer les pertes d'adhérence dentinaire.

La couche hybride et les tags de résine sont des paramètres fondamentaux dans le succès thérapeutique d'une restauration collée. Notre travail scientifique consistait tout d'abord à déterminer le meilleur protocole d'observation au MEB de ces deux éléments. Dans les limites de cette étude, le temps d'exposition idéal à l'hypochlorite de sodium 5 % pour la préparation des échantillons au microscope à balayage électronique est de 2 min. Ce temps d'action préserve au mieux les tags, tout en les exposant suffisamment pour évaluer leur longueur.

Ensuite, nous avons pour objectif de mesurer et de comparer l'épaisseur de la couche hybride ainsi que la longueur moyenne des tags de résine de différents adhésifs universels modernes, en les comparant avec un adhésif MR3 convenablement adapté.

Dans notre partie recherche, nous avons trouvé une longueur moyenne de tags de résine de 40,2 μm pour l'Optibond FL[®], 42,5 μm pour le G-premio Bond[®], 39,50 μm pour l'All bond Universal[®] et 36,75 μm pour l'Adhese Universal Bond[®]. Pour la couche hybride, l'Optibond FL[®], le G-premio Bond[®] et l'All Bond[®] présentent des valeurs proches, avec une épaisseur respective de 5,14 μm , 6,58 μm et 5,72 μm . L'Adhese Universal[®] présente une couche hybride inférieure avec 2,37 μm . Ces valeurs semblent cohérentes et voisines avec les valeurs retrouvées dans la littérature.

Selon le test de Kruskal-Wallis, concernant la longueur des tags de résine, nous avons trouvé dans le groupe All Bond[®] une supériorité significative ($p \leq 0,05$) aux groupes Adhese Universel Bond[®] et Optibond FL[®]. En revanche avec le G-premio Bond[®], nous n'avons pas trouvé de différences significatives ($p > 0,05$). Enfin, nous n'avons pas trouvé de différences significatives ($p > 0,05$) entre les trois groupes Adhese Universal[®], G-premio Bond[®] et Optibond FL[®].

Concernant l'épaisseur de la couche hybride, nous avons constaté dans le groupe Adhese universel Bond[®] une différence statistiquement significative ($p \leq 0,05$) inférieure à celle des trois autres adhésifs testés. Nous n'avons pas trouvé de différences statistiquement significatives ($p > 0,05$) entre le G-premio bond Universal[®], l'All Bond Universal[®] et l'Optibond FL[®].

Si nous nous sommes focalisés sur les tags de résine et l'épaisseur de la couche hybride, l'épaisseur de l'adhésif n'est pas sans importance. L'Optibond FL[®] présente une épaisseur de couche hybride proche des adhésifs universels utilisés en mode MR, en revanche il présente une forte épaisseur de couche adhésive. Cette épaisseur d'adhésif prend toute son importance lors de la réalisation d'un IDS, car il vient conserver et protéger la couche hybride lors du sablage (146). A l'inverse, une épaisseur trop importante de la couche adhésive lors du collage d'une restauration indirecte peut perturber l'insertion de la pièce prothétique.

La littérature doit encore approfondir le rôle entre forces d'adhérences et épaisseur de la couche hybride ou longueur des tags, afin d'évaluer précisément l'influence de chacun, dans des tests statiques mais aussi dynamiques.

Pour la famille des MR, l'épaisseur de la couche hybride améliore les valeurs d'adhérence. Il ne semble pas y avoir de lien entre l'épaisseur de la couche hybride

et les valeurs d'adhérence des SAM et des universels. Finalement, la qualité de la couche hybride paraît plus importante que son épaisseur pour obtenir un collage de qualité.

La profondeur des tags de résine ne semble pas avoir d'influence sur les valeurs d'adhérence des SAM, des universels et des MR. Cependant, la densité des tags de résine et leur adaptation aux parois internes sembleraient avoir plus d'importance que leur profondeur pour l'adhésion dentinaire. La profondeur des tags de résine ne semble pas être sans incidence. La profondeur des tags de résine permettrait d'améliorer les valeurs d'adhérence lors des tests de résistance à la fatigue.

Malgré les faiblesses que présente la dentisterie restauratrice, il est important de remarquer une grande évolution depuis les dernières décennies. Cette réussite s'explique en partie par la fabrication de systèmes adhésifs plus performants, par la compréhension des mécanismes sous-jacents de dégradation de la couche hybride et du développement de stratégies pour la préservation de cette dernière. Mais, il reste de nombreux obstacles à franchir dans le domaine de la dentisterie adhésive.

Avons-nous atteint les limites de l'hybridation ? Actuellement il est proposé d'utiliser des matériaux intégrateurs bioactifs/biominéralisants qui pourraient être la suite du développement des adhésifs dentaires (184).

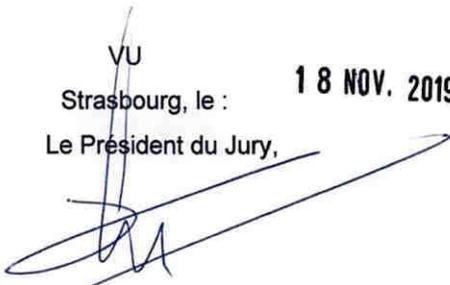
SIGNATURE DES CONCLUSIONS

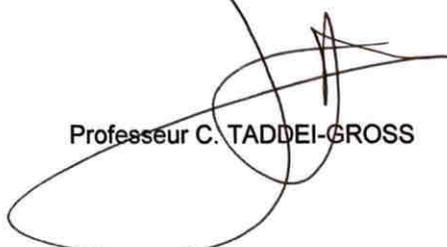
Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : BOURGUIA-CRESTEY Jessy

Titre de la thèse : L'adhésion amélo-dentinaire : revue de littérature et étude *in vitro* de l'interface résine-dentine des adhésifs universels

Directeurs de thèse : Docteurs Olivier ETIENNE et Charles TOLEDANO

VU
Strasbourg, le : **18 NOV. 2019**
Le Président du Jury,

Professeur Y. HAIKEL

VU
Strasbourg, le : **20 NOV. 2019**
Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur C. TADDEI-GROSS

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.

1. Roulet J-F, Degrange M. Collage et adhésion: la révolution silencieuse. Paris: Quintessence international; 2000.
2. McBain JW, Hopkins DG. On Adhesives and Adhesive Action. J Phys Chem. 1 janv 1924;29(2):188-204.
3. Degrange M, Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. société francophone de biomatériaux dentaires. 2010;8(6):4-6.
4. Goldberg M. Histologie de l'émail. EMC. 22 déc 2016;A-10(28-090):19-20.
5. Eliades G, Watts DC, Eliades T, éditeurs. Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties. Springer. Vol. 1. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2005.
6. Muller-Bolla M. Fiches pratiques d'odontologie pédiatrique. Vol. 1. Rueil-Malmaison: Éditions CdP; 2014.
7. Tao L, Pashely DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. août 1988;4(4):208-16.
8. Gordan VV, Vargas MA, Denehy GE. Interfacial ultrastructure of the resin-enamel region of three adhesive systems. Am J Dent. févr 1998;11(1):13-6.
9. Goldberg M. Histologie du complexe dentinaire. EMC. 2016;B-10(28-090):25.
10. Lasfargues J-J, Colon P, Vanherle G, Lambrechts P. Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1,. Paris: Éditions CdP; 2009.
11. Dahan L. Le collage à la dentine sclérotique. Information dentaire. 3 juill 2019;101(25/26):62-8.
12. Haikel Y. Thérapeutique étiopathogénique de la carie dentaire. EM-Consulte. 2001;F-10(23-010):7-8.
13. J Gwinnett A, Garcia-Godoy F. Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. Am J Dent. 1 nov 1992;5(5):237-9.
14. Kumari RV, Siddaraju K, Nagaraj H, Poluri RK. Evaluation of Shear Bond Strength of Newer Bonding Systems on Superficial and Deep Dentin. J Int Oral Health. sept 2015;7(9):31-5.
15. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. Am J Dent. août 2001;14(4):252-8.
16. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the

infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. mai 1982;16(3):265-73.

17. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res*. janv 1998;77(1):50-9.

18. 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*. déc 2018;8(1):6.

19. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. févr 2005;84(2):118-32.

20. Perdigão J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. août 2013;25(4):219-41.

21. Osorio R, Toledano M, Leonardi G de, Tay F. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. *J Biomed Mater*. 15 juill 2003;66B(1):399-409.

22. Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cirurgia Bucal*. 2009;15(1):112-8.

23. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 14 janv 2019;107(6):2121-31.

24. Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. Résines composites. EMC. 22 déc 2016;28-210(U-10):2.

25. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. EMC. 23 déc 2016;28-405(C-10):16.

26. Mahn E. Les composites bulk fill : changer le paradigme de la stratification. *Clinic*. 1 sept 2014;8(35):22.

27. Cheron R, Degrange M. Colles et ciments. S'y retrouver et choisir. *information dentaire*. 2007;(18):8.

28. 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*. juin 2003;28(3):215-35.

29. Degrange M. Systèmes adhésifs auto-mordançants : une mode ou la voie du futur ? *information dentaire*. 2004;(15):917-25.

30. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives.

Biomaterials. sept 2007;28(26):3757-85.

31. Étienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP. 2016.
32. Geneviève G, Bayle M-A. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires avec mordantage préalable et rinçage. Biomateriaux cliniques. 2 oct 2016;1(2):26-36.
33. Manhart J, Trumm C. Marginal adaptation of an etch-and-rinse adhesive with a new type of solvent in class II cavities after artificial aging. Clin Oral Investig. déc 2010;14(6):699-705.
34. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol Roma. 3 juill 2017;8(1):1-17.
35. Bodin T. reconstitution d'une dent par un matériau incrusté. HAS. 2009;
36. Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. Oper Dent. avr 2009;34(2):217-22.
37. Stanislawczuk R, Reis A, Loguercio AD. A 2-year in vitro evaluation of a chlorhexidine-containing acid on the durability of resin-dentin interfaces. J Dent. janv 2011;39(1):40-7.
38. Loguercio AD, Malaquias P, Dos Santos FP, Hass V, Stanislawczuk R, Lima SNL, et al. Acid Etching with Modified Phosphoric Acid to Increase the Longevity of the Bonded Interface. J Adhes Dent. 8 juin 2017;19(3):195-201.
39. El Arrouf N. Protection pulpo-dentinaire et adhésion : évolution des concepts biologiques et implications cliniques en pratique quotidienne - ROS - 2010 - Tome 39. Revue odonto stomatologie. 2010;
40. Besnault C. Adhesion aux tissus dentaires. Société Odontol Paris. 2000;29(4):16-9.
41. Balkenhol M, Huang J, Wöstmann B, Hannig M. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of Class V restorations. J Dent. 1 nov 2007;35(11):836-44.
42. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater. janv 2011;27(1):1-16.
43. Geneviève G. Les systèmes adhésifs auto-mordançants. Biomateriaux cliniques. 1 Mars 2018. 3(1):33-45.
44. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. DM, K.L. VL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. janv 2011;27(1):17-28.
45. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-

etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J.* févr 2015;26(1):3-10.

46. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlan R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *J Evid Based Dent Pract.* juin 2016;16(2):96-106.

47. 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.

48. Alex G. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(1):13.

49. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *Journal of Dentistry.* mai 2014;42(5):603-12.

50. Pellisier B. Les nouveaux systèmes adhésifs universels Exemple du Peak Universal Bond® - Clinic n° 06. 1 juin 2016;37(352):299-307.

51. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater.* oct 2014;30(10):1126-35.

52. Papadogiannis D, Dimitriadi M, Zafiropoulou M, Gaintantzopoulou M-D, Eliades G. Universal Adhesives: Setting Characteristics and Reactivity with Dentin. *Materials.* janv 2019;12(10):1720.

53. Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari SPTN, Imani MM. Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Maced J Med Sci.* 22 nov 2018;6(11):2186-92.

54. Rosa WL de O da, Piva E, Silva AF da. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 1 juill 2015;43(7):765-76.

55. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *J Dent.* 1 mai 2015;43(5):525-36.

56. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res.* janv 2006;85(1):11-4.

57. Manuja N, Nagpal R, Pandit I. Dental Adhesion: Mechanism, Techniques and Durability. *J Clin Pediatr Dent.* avr 2012;36(3):223-34.

58. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *EMC - Odontol.* sept 2005;1(3):193-201.

59. Wang C, Ou Y, Zhang L, Zhou Z, Li M, Xu J, et al. Effects of regional enamel and prism orientations on bovine enamel bond strength and cohesive strength. *Eur J Oral Sci.* août 2018;126(4):334-42.

60. Chiang M-L, Birlbauer S, Lo Y-F, Pitchika V, Crispin A, Ilie N, et al. Which Factors Influence the Shear Bond Strength of Sealant Materials? *J Adhes Dent.* 2016;18(5):397-404.
61. Turpin Y-L, Vulcain J-M. Principes généraux de préparation des dents en vue de leur restauration. *EMC - Odontol.* juin 2005;1(2):67-76.
62. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent.* août 2012;14(5):407-31.
63. Mahn E, Rousson V, Heintze S. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent.* août 2015;17(5):391-403.
64. Asmussen E, Peutzfeldt A. The influence of relative humidity on the effect of dentin bonding systems. *J Adhes Dent.* 2001;3(2):123-7.
65. Farmer SN, Ludlow SW, Donaldson ME, Tantbirojn D, Versluis A. Microleakage of composite and two types of glass ionomer restorations with saliva contamination at different steps. *Pediatr Dent.* févr 2014;36(1):14-7.
66. Shimazu K, Karibe H, Ogata K. Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. *Dent Mater J.* 2014;33(4):545-50.
67. Kucukyilmaz E, Celik EU, Akcay M, Yasa B. Influence of blood contamination during multimode adhesive application on the microtensile bond strength to dentin. *Niger J Clin Pract.* déc 2017;20(12):1644-50.
68. Robles-Ruíz JJ, Arana-Chavez VE, Ciamponi AL, Abrão J, Kanashiro LK. Effects of sandblasting before orthophosphoric acid etching on lingual enamel: in-vitro roughness assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* avr 2015;147(4):S76-81.
69. Koubi S, Aboudharam G. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. *EMC.* 2019;C-10(28-632):16.
70. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* févr 2003;28(1):20-7.
71. Zhu JJ, Tang ATH, Matinlinna JP, Hägg U. Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review. *J Prosthet Dent.* août 2014;112(2):122-35.
72. Bates D, Retief MH, Jamison HC, Denys FR. Effects of acid etch parameters on enamel topography and composite resin -- enamel bond strength. *The american academy of pedodontics.* 1982;4(2):106-10.
73. Zafar MS, Ahmed N. The effects of acid etching time on surface mechanical properties of dental hard tissues. *Dent Mater J.* 2015;34(3):315-20.
74. Dilip S, Srinivas S, Mohammed Noufal MN, Ravi K, Krishnaraj R, Charles A. Comparison of surface roughness of enamel and shear bond strength, between conventional acid etching and erbium, chromium-doped: Yttrium scandium-gallium-

garnet laser etching - An in vitro study. *Dent Res J.* août 2018;15(4):248-55.

75. Mante FK, Ozer F, Walter R, Atlas AM, Saleh N, Dietschi D, et al. The current state of adhesive dentistry: a guide for clinical practice. *Compend Contin Educ Dent.* déc 2013;34(9):2-8.
76. Degrange M. Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes? *Inf Dent* Janvier. 2007;89(4):119-24.
77. Walter R, Jr EJS, Boushell LW, Braswell K. Enamel and Dentin Bond Strengths of a New Self-Etch Adhesive System. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23(6):390-6.
78. Eliades G, Watts D, Eliades T, Tay FR, Pashley DH. Etched Enamel Structure and Topography: Interface with Materials. In: *Dental Hard Tissues and Bonding.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2005. p. 3-33.
79. Moura SK, Reis A, Pelizzaro A, Dal-Bianco K, Loguercio AD, Arana-Chavez VE, et al. Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with different acidities. *J Appl Oral Sci.* août 2009;17(4):315-25.
80. Shinchi MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* sept 2000;16(5):324-9.
81. Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(6):464-70.
82. Toshiki T. Influence of Pre-etching Times on Fatigue Strength of Self-etch Adhesives to Enamel. *J Adhes Dent.* 8 déc 2016;18(6):501-511.
83. McLean D, Meyers E, Guillory V, Vandewalle K. Enamel Bond Strength of New Universal Adhesive Bonding Agents. *Oper Dent.* juin 2015;40(4):410-7.
84. Peumans M, Wouters L, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt K. Nine-year Clinical Performance of a HEMA-free One-step Self-etch Adhesive in Noncarious Cervical Lesions. *J Adhes Dent.* 2018;20(3):195-203.
85. Frattes FC, Augusto MG, Torres CRG, Pucci CR, Borges AB. Bond Strength to Eroded Enamel and Dentin Using a Universal Adhesive System. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):121-7.
86. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Gutierrez MF, Reis A, Loguercio AD. The sonic application of universal adhesives in self-etch mode improves their performance on enamel. *Int J Adhes Adhes.* janv 2019;88(18):43-9.
87. Yazici AR, Çelik Ç, Özgünaltay G, Dayangaç B. Bond Strength of Different Adhesive Systems to Dental Hard Tissues. *Oper Dent.* mars 2007;32(2):166-72.
88. Nair P, Hickel R, Ilie N. Adverse effects of salivary contamination for adhesives in restorative dentistry. A literature review. *Am J Dent.* juin 2017;30(3):156-64.

89. Gupta N, Tripathi AM, Saha S, Dhinsa K, Garg A. Effect of Saliva on the Tensile Bond Strength of Different Generation Adhesive Systems: An In-Vitro Study. *J Clin Diagn Res.* juill 2015;9(7):ZC91-94.
90. Owens BM, Johnson WW, Harris EF. Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Oper Dent.* févr 2006;31(1):60-7.
91. Öztürk E, Bolay Ş, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent.* févr 2013;41(2):97-105.
92. Sai K, Takamizawa T, Imai A, Tsujimoto A, Ishii R, Barkmeier WW, et al. Influence of Application Time and Etching Mode of Universal Adhesives on Enamel Adhesion. *J Adhes Dent.* 2018;20(1):65-77.
93. Kaczor K, Gerula-Szymańska A, Smektała T, Safranow K, Lewusz K, Nowicka A. Effects of different etching modes on the nanoleakage of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Esthet Restor Dent.* 23 mars 2018;30(4):287-98.
94. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* juin 2011;56(1):31-44.
95. 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.* janv 2013;29(1):116-35.
96. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent.* août 2002;15(4):279-89.
97. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* mars 2004;83(3):216-21.
98. Kim J, Uchiyama T, Carrilho M, Agee KA, Mazzoni A, Breschi L, et al. Chlorhexidine binding to mineralized versus demineralized dentin powder. *Dent Mater.* août 2010;26(8):771-8.
99. Strobel S, Hellwig E. The effects of matrix-metallo- proteinases and chlorhexidine on the adhesive bond. *Swiss Dent J.* 2015;125(2):134-45.
100. Loguercio AD, Stanislawczuk R, Polli LG, Costa JA, Michel MD, Reis A. Influence of chlorhexidine digluconate concentration and application time on resin-dentin bond strength durability. *Eur J Oral Sci.* oct 2009;117(5):587-96.
101. 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.* août 2009;34(4):379-83.
102. Gunaydin Z, Yazici AR, Cehreli ZC. In Vivo and In Vitro Effects of Chlorhexidine Pretreatment on Immediate and Aged Dentin Bond Strengths. *Oper Dent.* juin 2016;41(3):258-67.

103. Sinha DJ, Jandial UA, Jaiswal N, Singh UP, Goel S, Singh O. Comparative evaluation of the effect of different disinfecting agents on bond strength of composite resin to dentin using two-step self-etch and etch and rinse bonding systems: An in-vitro study. *J Conserv Dent.* août 2018;21(4):424-7.
104. Shadman N, Farzin-Ebrahimi S, Mortazavi-Lahijani E, Jalali Z. Effect of chlorhexidine on the durability of a new universal adhesive system. *J Clin Exp Dent.* sept 2018;10(9):921-6.
105. Bascones A, Morante S, Mateos L, Mata M, Poblet J. Influence of additional active ingredients on the effectiveness of non-alcoholic chlorhexidine mouthwashes: a randomized controlled trial. *J Periodontol.* sept 2005;76(9):1469-75.
106. K Suma N, K Shashibhushan K, Subba Reddy VV. Effect of Dentin Disinfection with 2% Chlorhexidine Gluconate and 0.3% Iodine on Dentin Bond Strength: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* sept 2017;10(3):223-8.
107. Mobarak EH. Effect of chlorhexidine pretreatment on bond strength durability of caries-affected dentin over 2-year aging in artificial saliva and under simulated intrapulpal pressure. *Oper Dent.* déc 2011;36(6):649-60.
108. Chlorhexidine Application to Stabilize the Adhesive Interface: Why and How? *J Adhes Dent.* 15 oct 2013;(5):492-492.
109. Lenzi TL, Tedesco TK, Soares FZM, Loguercio AD, Rocha R de O. Chlorhexidine does not increase immediate bond strength of etch-and-rinse adhesive to caries-affected dentin of primary and permanent teeth. *Braz Dent J.* 2012;23(4):438-42.
110. Kallis A, Tolidis K, Gerasimou P, Dionysopoulos D. Qualitative evaluation of hybrid layer formation using Er:YAG laser in QSP mode for tooth cavity preparations. *Lasers Med Sci.* févr 2019;34(1):23-34.
111. de Oliveira FG, Anchieta RB, Rahal V, de Alexandre RS, Machado LS. Correlation of the hybrid layer thickness and resin tags length with the bond strength of a self-etching adhesive system. *Acta Odontol Latinoam.* 2009;22(3):177-81.
112. Ferreira JC, Pires PT, Azevedo AF de, Arantes-Oliveira S, Silva MJ, Melo PR de. Morphology of the Dentin-resin Interface yielded by Twostep Etch-and-rinse Adhesives with Different Solvents. Patil S, éditeur. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(10):947-58.
113. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Hosoya Y, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Comparison of enamel bond fatigue durability of universal adhesives and two-step self-etch adhesives in self-etch mode. *Am J Dent.* oct 2017;30(5):279-84.
114. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res.* avr 2012;91(4):351-7.
115. Daneshkazemi P, Ghasemi A, Daneshkazemi A, Shafiee F. Evaluation of micro shear bonding strength of two universal dentin bondings to superficial dentin by self etch and etch-and-rinse strategies. *J Clin Exp Dent.* sept 2018;10(9):e837-43.

116. Elkaffas AliA, Hamama HHH, Mahmoud SH. Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. *Restorative Dentistry & Endodontics*. mai 2018;43(3):1-13.
117. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*. juin 2015;40(3):282-92.
118. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. janv 1998;14(1):64-71.
119. Favarao J. Immediate and 6-month Bond Strengths of Different Adhesives in the Oral Environment. *J Adhes Dent*. 18 déc 2017;19(6):475-81.
120. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*. févr 1995;20(1):18-25.
121. Martini EC, Parreiras SO, Gutierrez MF, Loguercio AD, Reis A. Effect of Different Protocols in Preconditioning With EDTA in Sclerotic Dentin and Enamel Before Universal Adhesives Applied in Self-etch Mode. *Oper Dent*. juin 2017;42(3):284-96.
122. Luque-Martinez IV, Muñoz MA, Hass V, Sutil E, Reis A, Loguercio AD. EDTA Conditioning Increases the Long-term Microtensile Bond Strength to Sclerotic Dentin Mediated by Self-etch Adhesives. *J Adhes Dent*. 2018;20(5):397-403.
123. Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grande RHM, Loguerico AD, et al. Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. *J Appl Oral Sci*. févr 2013;21(2):196-202.
124. Schroeder M, Correa IC, Bauer J, Loguercio AD, Reis A. Influence of adhesive strategy on clinical parameters in cervical restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. juill 2017;62(18):36-53.
125. Szesz A, Parreiras S, Reis A, Loguercio A. Selective enamel etching in cervical lesions for self-etch adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 1 oct 2016;53:1-11.
126. Luque-Martinez I, Mena-Serrano A, Muñoz M, Hass V, Reis A, Loguercio A. Effect of Bur Roughness on Bond to Sclerotic Dentin With Self-etch Adhesive Systems. *Oper Dent*. janv 2013;38(1):39-47.
127. Costa AR, Garcia-Godoy F, Correr-Sobrinho L, Naves LZ, Raposo LHA, Carvalho FG de, et al. Influence of Different Dentin Substrate (Caries-Affected, Caries-Infected, Sound) on Long-Term μ TBS. *Braz Dent J*. févr 2017;28(1):16-23.
128. Pinna R, Maioli M, Eramo S, Mura I, Milia E. Carious affected dentine: its behaviour in adhesive bonding. *Aust Dent J*. 2015;60(3):276-93.
129. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*. mai 2005;17(3):144-54.

130. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(2):210-27.
131. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(2):105-13.
132. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent*. mars 2003;89(3):275-81.
133. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. The effect of a « resin coating » on the interfacial adaptation of composite inlays. *Oper Dent*. févr 2003;28(1):28-35.
134. Magne P, Belser U, Liger F. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures: approche biomimétique. Paris: Quintessence; 2003.
135. Michael J, Morgan D, Douglas J. Immediate Dentin Sealing : Optimizing adhesive performance for indirect restoratives. *Inside dentistry*. 2010;6(3):43-7.
136. Murata T, Maseki T, Nara Y. Effect of immediate dentin sealing applications on bonding of CAD/CAM ceramic onlay restoration. *Dent Mater J*. 12 juill 2018;30(6):928-39.
137. Hironaka NGL, Ubaldini ALM, Sato F, Giannini M, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. *J Prosthet Dent*. avr 2018;119(4):678.e1–678.e8.
138. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. déc 2005;94(6):511-9.
139. Gresnigt MMM, Cune MS, de Roos JG, Özcan M. Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithiumdisilicate laminate veneers. *Dent Mater*. avr 2016;32(4):73-81.
140. Helvey GA. Adhesive dentistry: the development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compend Contin Educ Dent*. déc 2011;32(9):22-38.
141. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent*. nov 2009;102(5):298-305.
142. Ghiggi PC, Steiger AK, Marcondes ML, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *Eur J Dent*. juill 2014;8(3):366-72.
143. Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent*. août 2002;30(5-6):259-69.

144. Duarte S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent.* juill 2009;102(1):1-9.
145. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Prosthodont Res.* oct 2016;60(4):240-9.
146. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent.* déc 2005;30(6):747-57.
147. Stape THS, Wik P, Mutluay MM, Al-Ani AAS, Tezvergil-Mutluay A. Selective dentin etching: A potential method to improve bonding effectiveness of universal adhesives. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* oct 2018;86:14-22.
148. Faria-e-Silva AL, Silva JL, Almeida TG, Veloso FB, Ribeiro SM, Andrade TD, et al. Effect of acid etching time and technique on bond strength of an etch-and-rinse adhesive. *Acta Odontol Latinoam.* 2011;24(1):75-80.
149. Caldas IP, Alves GG, Barbosa IB, Scelza P, de Noronha F, Scelza MZ. In vitro cytotoxicity of dental adhesives: A systematic review. *Dent Mater.* févr 2019;35(2):195-205.
150. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* mars 2000;79(3):812-7.
151. Chowdhury AFMA, Saikaew P, Alam A, Sun J, Carvalho RM, Sano H. Effects of Double Application of Contemporary Self-Etch Adhesives on Their Bonding Performance to Dentin with Clinically Relevant Smear Layers. *J Adhes Dent.* 2019;21(1):59-66.
152. Hirabayashi S, Yoshida E, Hayakawa T. SEM analysis of microstructure of adhesive interface between resin cement and dentin treated with self-etching primer. *Dent Mater J.* 2011;30(4):528-36.
153. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 1997;8(3):306-35.
154. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent.* nov 2000;13(Spec No):3D-18D.
155. Nakabayashi N, H Pashley D. Hybridization of dental hard tissues / Nobuo Nakabayashi, David H. Pashley. SERBIULA Sist Libr 20. 30 mai 2019;
156. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent.* janv 2001;29(1):55-61.
157. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 2001;17(5):422-9.

158. Giachetti L, Bertini F, Scaminaci Russo D. Investigation into the nature of dentin resin tags: a scanning electron microscopic morphological analysis of demineralized bonded dentin. *J Prosthet Dent.* sept 2004;92(3):233-8.
159. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater.* nov 2000;16(6):406-11.
160. Gateva N. Hybrid layer thickness in primary and permanent teeth-A comparison between total etch adhesives. *J IMAB - Annu Proceeding Sci Pap.* 16 mai 2012;18, 2(2012):191-9.
161. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater.* 1 févr 2016;32(2):e9-21.
162. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent.* 2012;25(3):6.
163. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* juill 2014;42(7):800-7.
164. Anchieta RB, Machado LS, Martini AP, dos Santos PH, Giannini M, Janal M, et al. Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin-adhesive interfaces. *Dent Mater.* févr 2015;31(2):141-53.
165. Langer A, Ilie N. Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clin Oral Investig.* 1 janv 2013;17(1):205-16.
166. Tsujimoto A, Shimatani Y, Nojiri K, Barkmeier WW, Markham MD, Takamizawa T, et al. Influence of surface wetness on bonding effectiveness of universal adhesives in etch-and-rinse mode. *Eur J Oral Sci.* 2019;127(2):162-9.
167. Anchieta RB, Oliveira FG, Sundfeld RH, Rahal V, Machado LS, Alexandre RS, et al. Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. *Acta Odontol Latinoam AOL.* 2011;24(3):272-8.
168. Salvio LA, Hipólito VD, Martins AL, de Goes MF. Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *Eur J Dent.* 2013;7(3):315-26.
169. Ferreira JC, Pires PT, de Melo PR, Silva MJ. Etch-and-Rinse and Self-Etch Adhesives Behavior on Dentin. In: Rudawska A, éditeur. *Adhesives - Applications and Properties.* InTech; 2016.
170. Zecin-Deren A, Sokolowski J, Szczesio-Wlodarczyk A, Piwonski I, Lukomska-Szymanska M, Lapinska B. Multi-Layer Application of Self-Etch and Universal Adhesives and the Effect on Dentin Bond Strength. *Mol Basel Switz.* 18 janv 2019;24(2).
171. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological

aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* août 1992;71(8):1530-40.

172. Giachetti L, Bertini F, Russo DS. Investigation into the nature of dentin resin tags: a scanning electron microscopic morphological analysis of demineralized bonded dentin. *J Prosthet Dent.* sept 2004;92(3):233-8.

173. Rahal V, de Oliveira FG, Briso ALF, dos Santos PH, Sundfeld MLMM, Sundfeld RH. Correlation between hybrid layer thickness, resin tag length and microtensile bond strength of a self-etching adhesive system. *Acta Odontol Latinoam AOL.* 2012;25(2):231-7.

174. Tam LE, Pilliar RM. Fracture surface characterization of dentin-bonded interfacial fracture toughness specimens. *J Dent Res.* mars 1994;73(3):607-19.

175. Carvalho CN, Lanza MDS, Dourado LG, Carvalho EM, Bauer J. Impact of Solvent Evaporation and Curing Protocol on Degree of Conversion of Etch-and-Rinse and Multimode Adhesives Systems. *Int J Dent.* 2019;2019:5496784.

176. Ferreira JC, Pires PT, de Azevedo ÁF, Arantes-Oliveira S, Silva MJ, de Melo PR. Morphology of the Dentin-resin Interface yielded by Two-step Etch-and-rinse Adhesives with Different Solvents. *J Contemp Dent Pract.* 1 oct 2017;18(10):947-58.

177. Teshima M. Effect of the concentration of water in an MDP-based all-in-one adhesive on the efficacy of smear layer removal and on dentin bonding performance. *Dent Mater J.* 29 juill 2018;37(4):685-92.

178. Mortazavi V, Fathi M, Ataei E, Khodaeian N, Askari N. Shear Bond Strengths and Morphological Evaluation of Filled and Unfilled Adhesive Interfaces to Enamel and Dentine. *Int J Dent.* 2012;2012:1-9.

179. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Ogata M, et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent.* avr 2006;34(4):283-91.

180. Jayaprakash T, Srinivasan MR, Indira R. Evaluation of the effect of surface moisture on dentinal tensile bond strength to dentine adhesive: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD.* 2010;13(3):116-8.

181. Stape THS, Tjäderhane L, Abuna G, Sinhoreti MAC, Martins LRM, Tezvergil-Mutluay A. Optimization of the etch-and-rinse technique: New perspectives to improve resin-dentin bonding and hybrid layer integrity by reducing residual water using dimethyl sulfoxide pretreatments. *Dent Mater.* juill 2018;34(7):967-77.

182. Choi A-N, Lee J-H, Son S-A, Jung K-H, Kwon Y, Park J-K. Effect of Dentin Wetness on the Bond Strength of Universal Adhesives. *Materials.* 25 oct 2017;10(11):1224.

183. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent.* juin 2012;40(6):475-84.

184. Comisi J. Hybridization vs. Biomineralization : An Evolution for Dental Restorations. Dent Mater. mai 2018;17(3):199-212.

BOURGUIA-CRESTEY (Jessy) – L'adhésion amélaire-dentinaire : revue de littérature et étude in vitro de l'interface résine-dentine des adhésifs universels.
(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. Odontol : Strasbourg : 2019 ; N° 81)
N°43.22.19.81

Résumé :

Si l'adhésion amélaire est maîtrisée depuis plusieurs décennies, l'adhésion dentinaire reste un processus complexe. Il est fondamental de connaître les différentes familles d'adhésifs et de savoir différencier les différentes propriétés chimiques, leurs protocoles cliniques et leurs interactions avec les surfaces dentaires.

La qualité de la couche hybride et des tags de résine est déterminante pour la pérennité de nos restaurations collées. Un des enjeux majeurs est la gestion de la couche hybride. Par conséquent, il paraît intéressant d'analyser les mécanismes de dégradation de cette dernière et de proposer un choix d'adhésif et un protocole clinique adaptés à une situation clinique donnée, permettant d'optimiser la perte d'adhérence dans le temps de notre interface résine-dentine.

L'objectif de cette thèse est de clarifier dans un premier temps l'utilisation des différentes familles d'adhésifs sur l'émail et la dentine. Dans un second temps, il sera étudié l'interface résine-dentine des adhésifs universels afin d'évaluer l'impact de la couche hybride et des tags de résine lors de l'adhésion dentinaire. Pour ce faire, nous analyserons au microscope électronique à balayage l'interface résine-dentine d'un adhésif MR3 (mordançage-rinçage en trois étapes) et de trois adhésifs universels sur une dentine saine.

Rubrique de classement : Odontologie Conservatrice

Mots clés : Odontologie *conservatrice*

Adhésion

Adhérence

Microscope électronique à balayage

Couche hybride

Tags de résine

Me SH : *Conservative dentistry*

Adhesion

Adherence

Scanning Electron Microscopy

Hybrid layer

Resin tags

Jury :

Président : Professeur HAIKEL Youssef

Asseseurs : Docteur ETIENNE Olivier
Docteur VAN BELLINGHEN XAVIER
Docteur REITZER François
Docteur TOLEDANO Charles

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale :

J. BOURGUIA-CRESTEY

5, rue des primevères

67118 Geispolsheim

Adresse de messagerie :

jessy.bourguiacrestey@gmail.com