

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2020

2020 TOU3 3009

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Claire MEREDITH

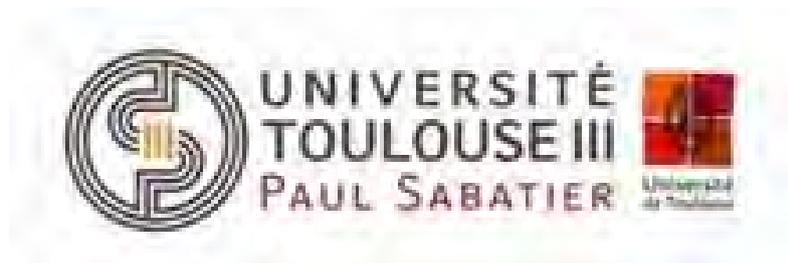
le 27 janvier 2020

LE POINT SUR LES ADHESIFS UNIVERSELS EN 2020

Directeur de thèse : Dr Sabine JONOT

JURY

Président :	Pr Olivier HAMEL
1er assesseur :	Dr Sabine JONOT
2ème assesseur :	Dr Jean-Noël VERGNES
3ème assesseur :	Dr Thibault CANCEILL



Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEURS DU DOYEN

Mme Sabine JONNIOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

Mr Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

Mr Franck DIEMER (*Formation Continue*)

Mr Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

Mr Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

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

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université :

Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE

Maîtres de Conférences :

Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY

Assistants :

Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER

Adjoint d'Enseignement :

Mr. DOMINE, Mr. BENETAH

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences :

Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,

Assistants

Mme ARAGON, Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET)

Professeurs d'Université :

Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL

Maître de Conférences :

Mr. VERGNES,

Assistant:

Mr. ROSENZWEIG,

Adjoints d'Enseignement :

Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD, Mme FOURNIER

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

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

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences :

Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL

Assistants :

Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS

Adjoints d'Enseignement :

Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Professeurs d'Université : Mme COUSTY,
Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS,
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI, Mr. SALEFRANQUE

BIOLOGIE ORALE

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

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

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

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants : Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE Mr. GAILLAC, Mme. BARRERE
Assistant Associé : Mme BEN REJEB,
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mr. HAMDAN

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mr. DESTRUHAUT
Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE, Mme. BROUTIN
Adjoints d'Enseignement : Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE,
Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD, Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE,
Mr. SOLYOM, Mr. KNAFO, Mr. HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

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

Mise à jour pour le 09 janvier 2020

Remerciements

A mes parents, my Daddy et ma petite Maman, vous m'avez toujours soutenue tout au long de ma vie, de ma scolarité et de mes études, et je sais que ça a été difficile parfois... Failure was never an option. Je vous aime fort tous les deux.

A ma sœur, Choucky, tant d'années d'études pour pouvoir (enfin !) remplacer ce petit bout de dent que « je » t'ai cassé...

A Béatrice et Zaza, vous nous avez vues grandir et devenir des adultes (à peu près) fonctionnelles, merci pour tout.

A Juliette, merci pour ces longues années d'amitié et ces trois années de colloc' mémorables ! Beaucoup trop contente qu'on se soient retrouvées ! Merci à **Thomas** de nous avoir supportées quand on voulait transformer l'appartement en jungle, et malgré toutes nos autres folies. Petite dédicace à **Atti** parce qu'il l'a bien méritée, ce petit loup !

A Marion, chère binôme, il fallait changer la hauteur des chaises et fauteuils entre deux patients mais ce fut fun tout de même. Merci pour ta bonne humeur et tes râles et tous nos fous rires.

Aux amis de la promo, Simon et Aude, Charlotte, Théophane, Samantha, tant de bons moments passés ensemble qui resteront dans mes souvenirs, et même s'ils deviennent plus rares, qu'ils soient assurés d'être toujours de qualité !

A Eliane, pour m'avoir appris à travailler, pour m'avoir permis de m'accrocher tant bien que mal aux maths, tu avais raison j'en avais besoin pour le Bac et tout le reste. Je n'en serai pas à présenter cette thèse si tu n'avais pas été là.

A Jean-Eric, merci de m'avoir ouvert les portes de ton cabinet pour me montrer ton métier qui est maintenant le mien, et de m'avoir transmis ta rigueur et ton savoir-faire.

A Jean-Claude, merci de m'avoir également ouvert les portes de votre cabinet, où je m'épanouis et où j'espère pouvoir travailler encore de nombreuses années. Merci à **Martine** pour votre gentillesse et votre accueil (et aussi pour les kumquats).

A toute la team Lavoisier, merci pour votre bonne humeur au quotidien, votre patience et vos conseils. Je n'aurais pas pu rêver meilleure équipe pour entamer ma vie active au mieux !

A mon Mika, merci pour ces quatre années déjà passées avec toi. Merci de me supporter, merci pour Yuri, Nikita et Soyuz et tous nos autres bestious, je veux passer une vie remplie de tortues et de bonheur avec toi. Je t'aime.

A notre président de jury

Monsieur le Professeur **HAMEL Olivier**

- Professeur des Universités.
- Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires.
- Chef de Service - Service d'Odontologie du CHU de Toulouse
- Docteur en Chirurgie Dentaire.
- Spécialiste Qualifié « Médecine Bucco-Dentaire ».
- Docteur en Ethique Médicale et Biologique de l'Université Paris Descartes.
- Habilitation à Diriger des Recherches.
- Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques.

Nous éprouvons un grand honneur à vous avoir **aujourd'hui comme président de ce jury, pour cela nous vous remercions d'avoir accepté ce rôle.**

Nous vous remercions pour la rigueur de votre encadrement, mais également pour la compréhension dont vous savez faire preuve.

Veillez accepter l'expression de notre sincère gratitude.

A notre directeur de thèse

Madame le Docteur **JONIOT Sabine**

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

Nous sommes ravis de vous avoir comme directeur de thèse.

Nous vous remercions pour la confiance que vous nous avez accordé lorsque nous travaillions avec vous, qui nous a permis de nous conforter dans notre technique et notre savoir-faire.

Veillez accepter l'expression de notre sincère gratitude.

A notre jury

Monsieur le Docteur **VERGNES Jean-Noël**

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Epidémiologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Professeur associé, Oral Health and Society Division, Université McGill –
Montréal, Québec – Canada,
- Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales,
- Master2 Recherche – Epidémiologie clinique,
- Diplôme d'Université de Recherche Clinique Odontologique,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger ce travail.

Nous retiendrons votre grande bienveillance à notre **égard et à l'égard de nos patients, nous espérons pouvoir** transmettre ces mêmes valeurs dans notre travail au quotidien.

Veillez accepter l'expression de notre sincère gratitude.

A notre jury

Monsieur le Docteur **CANCEILL Thibault**

- Assistant Hospitalier-Universitaire
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Master 1 Santé Publique : Biostatistiques, modélisation et méthodologie des essais cliniques
- Master 2 de Physiopathologie : du moléculaire au médical
- CES Biomatériaux en Odontologie
- D.U.de conception Fabrication Assisté par ordinateur en Odontologie (CFAO)
- Attestation de Formation aux gestes et Soins d'Urgence Niveau 2

Nous vous remercions pour votre participation à ce jury de thèse.

Nous retiendrons la qualité de vos enseignements, qui ont participé à notre choix de ce sujet de thèse.

Veillez accepter l'expression de notre sincère gratitude.

TABLE DES MATIERES

Introduction	11
1 Principes de l'adhésion.....	12
1.1 Tissus durs dentaires.....	12
1.1.1 L'émail	12
1.1.2 La dentine	14
1.2 Traitement des tissus dentaires	16
1.2.1 Le mordantage	16
1.2.2 Application d'un primaire	17
1.2.3 La couche hybride	17
1.3 Matériaux de restauration	18
1.3.1 Matériaux de restauration directe	18
1.3.2 Matériaux de restauration indirecte	20
1.4 Stratégies de collage	23
1.4.1 Mordantage et rinçage : MR.....	23
1.4.2 Systèmes auto-mordant : SAM.....	25
2 Les adhésifs universels.....	27
2.1 Composition.....	27
2.1.1 Monomères résineux	27
2.1.2 Solvants	29
2.1.3 Initiateurs et inhibiteurs.....	30
2.1.4 Autres additifs	31
2.1.5 Composition des principaux adhésifs universels présents sur le marché.....	33
2.2 Interface avec les tissus dentaires	34
2.2.1 Caractéristiques de l'interface	34
2.2.2 Conséquences cliniques.....	41
2.3 Interface avec les matériaux de restauration indirecte.....	45
2.3.1 Liaison à la zircone	45
2.3.2 Liaison aux céramiques vitreuses.....	47
2.3.3 Liaison aux alliages métalliques	48
2.3.4 Collage de tenons radiculaires.....	49
Conclusion.....	50
Bibliographie.....	51
Annexes.....	55

INTRODUCTION

Depuis plusieurs années déjà, on assiste à l'avènement d'une odontologie conservatrice basée sur le principe d'économie tissulaire : le but est de conserver un maximum de tissus dentaires sains pour augmenter la durée de vie de la dent à restaurer. Les matériaux de restauration disponibles autrefois imposaient des principes de préparation permettant une rétention mécanique, c'est le cas notamment de l'amalgame qui demande un aménagement particulier des cavités créées lors de l'éviction carieuse selon les principes de préparation dictés par G.V. Black en 1907.

La demande grandissante pour des restaurations esthétiques et d'apparence naturelle a poussé le développement du collage en odontologie ; c'est l'apparition de la dentisterie adhésive, reposant sur le principe de mordantage des tissus dentaires (Buonocore, 1955). Le collage permet de réaliser des restaurations respectant l'anatomie et l'esthétique dentaires tout en s'affranchissant des anciennes méthodes de préparation pour des cavités rétentives. On a ainsi vu apparaître de nouvelles formes de restaurations directes et indirectes : composites, facettes, inlays, onlays, endo-couronnes, tenons collés etc...

Le collage impose cependant plusieurs contraintes ; il nécessite une préparation préalable des surfaces de collage par mordantage et application d'un primaire de collage pour une bonne efficacité, tout en imposant une absence de contamination de la part de la salive et de l'humidité buccale ambiante. La recherche a permis de réduire le nombre de ces étapes en regroupant certains produits dans un seul flacon ; sont ainsi apparus différents systèmes de collage permettant une plus grande facilité de mise en place et une plus grande versatilité de ces produits, tout en garantissant une adhésion de qualité.

Depuis 2011 sont apparus sur le marché des adhésifs d'un genre nouveau, en un seul flacon et contenant un agent auto-mordant, permettant leur utilisation après mordantage comme en auto-mordantage : les adhésifs universels. D'une grande facilité d'utilisation et permettant de s'adapter à des situations cliniques diverses, ils permettraient une économie de temps et de matériel au sein du cabinet dentaire moderne, avec l'ambition de n'avoir plus besoin que d'un produit, un flacon unique.

Cette thèse a pour but de faire le point sur les techniques adhésives actuelles, les innovations apportées par les adhésifs universels, et leurs performances face aux autres adhésifs présents sur le marché.

1 PRINCIPES DE L'ADHESION

1.1 Tissus durs dentaires

L'adhésion aux tissus dentaires est un phénomène tant physico-chimique que mécanique. On se heurte alors à une première problématique : la dent n'est pas un ensemble homogène, elle est composée de différents tissus aux rôles différents. Les deux nous intéressant dans cette thèse sont les tissus minéralisés, que sont l'émail et la dentine, de composition et de structure différentes.

1.1.1 L'émail

L'émail est un tissu acellulaire, incapable de se régénérer en cas de lésion. Il recouvre la partie coronaire de la dent, son épaisseur est maximale au niveau des cuspides ou du bord libre, et diminue à mesure que l'on s'approche du collet. Il est constitué de trois phases :

- **La phase minérale** : elle compose environ 96% de l'émail en poids, faisant de l'émail le tissu le plus minéralisé de l'organisme. Son constituant principal est l'hydroxyapatite, de formule chimique $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (Fig.1). Elle inclut également des traces d'autres éléments sous forme ionique, bicarbonate, carbonate, sulfate, sodium, magnésium, potassium, chlorure, fluorure... Seuls ces derniers ne fragilisent pas la trame cristalline, la renforçant au contraire en formant avec l'hydroxyapatite des cristaux de fluoroapatite, plus stables et résistant face aux attaques acides ; ces ions sont intégrés à partir du milieu buccal environnant, après l'éruption de la dent, c'est le phénomène de maturation amélaire.

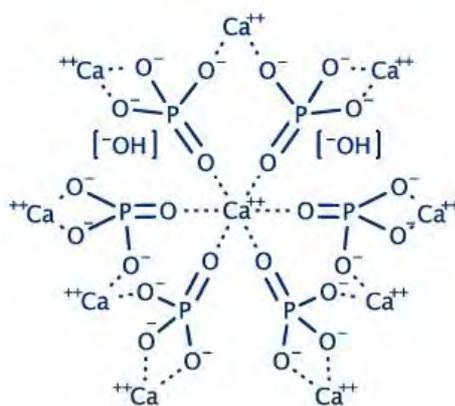


Figure 1 : Schéma de la molécule d'hydroxyapatite

- **La phase organique** : 0,4% de l'émail, principalement de l'amélogénine, qui stabilise les cristaux d'hydroxyapatite nouvellement formés au cours de l'amélogénèse.

- **La phase aqueuse** : 3,6% de l'émail, dont 1% d'eau libre.

L'hydroxyapatite contenue dans l'émail adopte une structure donnée lors de l'amélogénèse, les cristaux d'hydroxyapatite s'organisent en cristallites d'une cinquantaine de nanomètres, qui selon leur organisation permettent de distinguer deux emails différents :

- **L'émail prismatique** : les cristallites parallèles entre eux s'organisent en prismes d'un diamètre de 1µm, orientés de façon orthogonale par rapport à la surface amélaire. Les prismes sont séparés les uns des autres par une gaine, reliquat du processus de Tomes améloblastique, ainsi que par un émail interprismatique dont les cristallites sont orientés d'environ 60° par rapport à l'émail prismatique. Sous un microscope électronique à balayage, après mordantage, cet émail laisse apparaître une structure dite en nid-d'abeilles (Fig. 2).

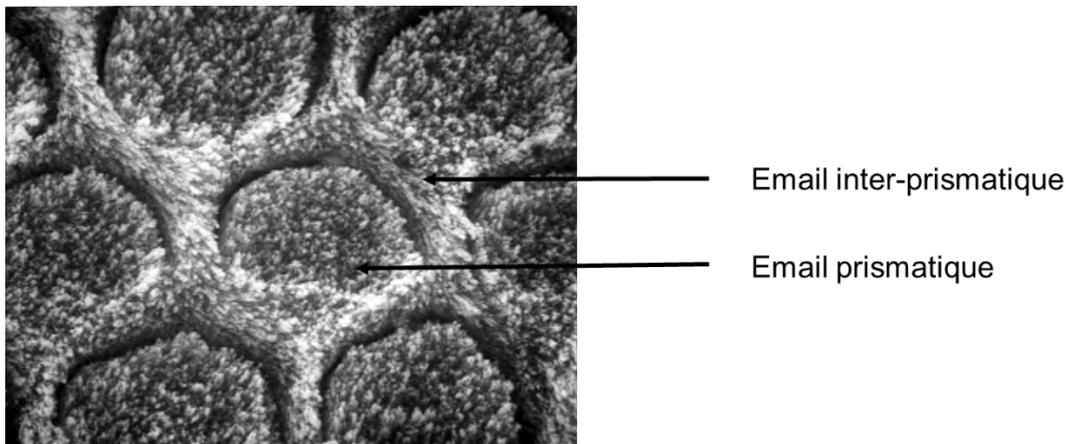


Figure 2 : Coupe transversale de l'émail mordancé, montrant la structure en nid d'abeille caractéristique.

- **L'émail aprismatique** : il est localisé en surface de l'émail et au niveau de la jonction amélo-dentinaire, sur une épaisseur de quelques dizaines de micromètres. Ces deux couches correspondent aux première et dernière phases de l'amélogénèse. Les cristallites y sont plus denses et unidirectionnels, ce qui renforce sa résistance aux attaques acides, notamment lors du mordantage. Son épaisseur fine en surface le rend néanmoins susceptible à l'usure, et il disparaît physiologiquement après l'éruption de la dent ; sa présence est donc négligeable en ce qui concerne la capacité de collage à l'émail.

Des formations secondaires sont objectivables au niveau de l'émail prismatique, permettant une transmission des forces s'exerçant sur l'émail afin d'entraver la progression d'éventuelles fêlures :

- **Les stries de Retzius** : elles correspondent aux appositions successives d'émail par les améloblastes, elles ont une disposition concentriques au niveau des cuspidés

lorsqu'elles sont observées en coupe longitudinale. A chaque franchissement d'une strie, les prismes subissent une torsion de 1 à 3°. Lorsqu'elles arrivent en surface de l'émail, les stries forment de fins sillons, les périkymaties, espacées de 60 à 120µm ; elles sont plus nombreuses au collet, et leur nombre diminue en direction des cuspides ou du bord libre.

- **Les bandes de Hunter-Schreger** : d'abord perpendiculaires à la surface amélaire, les prismes subissent au niveau des deux tiers internes de l'émail une inflexion nommée décussation, objectivables en coupe longitudinale par l'alternance des bandes claires (parazonies, les prismes sont sectionnés longitudinalement par rapport à leur axe) et sombres (diazonies, les prismes sont orientés transversalement par rapport à leur axe).

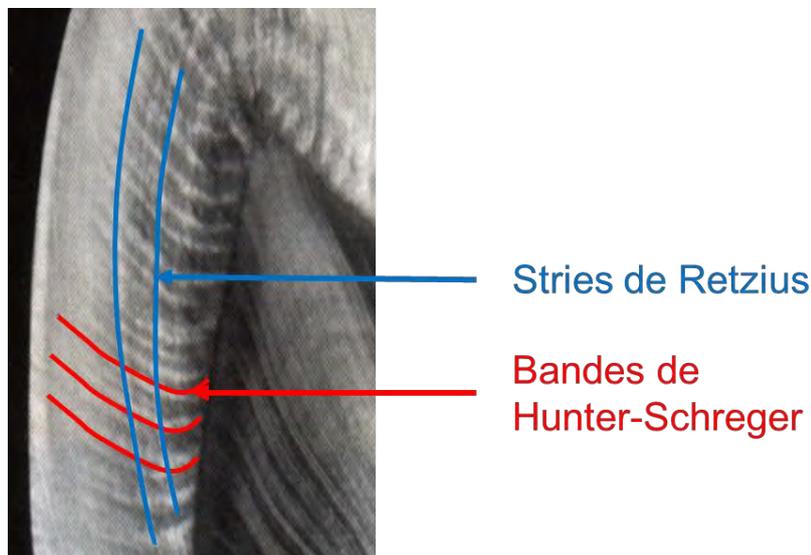


Figure 3 : Stries de Retzius et bandes de Hunter-Schreger visibles sur une coupe longitudinale de molaire observée au microscope.

1.1.2 La dentine

La dentine constitue la majeure partie de la dent, et présente une composition aux proportions différentes de celles de l'émail :

- **La phase minérale** : 70% de phase minérale (hydroxyapatite).
- **La phase organique** : 20% de matières organiques, principalement des fibres de collagène.
- **La phase aqueuse** : 10 %. Cette hydratation supérieure de la dentine par rapport à l'émail pose un problème pour le protocole de collage, les résines hydrophobes devant s'infiltrer au sein d'un tissu hydrophile.

Sa structure est différente également, organisée autour de *tubuli*, canaux hébergeant les prolongements des odontoblastes dont les corps cellulaires sont alignés en périphérie de la pulpe ; le diamètre et la densité des *tubuli* sont maximaux aux abords de la pulpe, et diminuent vers l'émail. La dentine péri-tubulaire en périphérie des *tubuli* est plus minéralisée que la dentine inter-tubulaire. Les prolongements odontoblastiques baignent dans un fluide intra-tubulaire, conférant sa composante aqueuse à la dentine. Grâce à sa composante cellulaire, la dentine est capable de régénération et d'apposition tout au long de la vie (apposition de dentine secondaire et tertiaire, pouvant aller jusqu'à une oblitération de la chambre pulpaire et des canaux radiculaires). De par son rapport étroit avec la pulpe, la dentine est capable de générer des sensibilités pendant sa préparation et après la mise en place d'une restauration.



Figure 4 : Coupes de dentine observées au microscope électronique (x2000), à gauche à l'abord de la pulpe, à droite près de la jonction amélo-dentinaire. (Restaurations esthétiques en céramique collée, Etienne et Anckenmann, 2016)

Lors de la préparation dentinaire à l'aide d'instrumentation rotative, une couche de 1-2µm de débris minéraux et organiques dénaturés par la chaleur des instruments se forme, adhérant à la paroi dentinaire ; il s'agit de la boue dentinaire, ou *smear layer*. Cette boue dentinaire vient obstruer l'entrée des *tubuli*, y bloquant la pénétration des solutions adhésives, et représente donc une barrière pour l'adhésion (1). L'élimination ou la modification de la boue dentinaire lors du collage représente la base sur laquelle viennent s'appuyer les différents systèmes adhésifs actuels.

1.2 Traitement des tissus dentaires

L'adhésion d'un matériau au tissu dentaire est fondée sur une rétention micro-mécanique, ainsi qu'une interaction physico-chimique de l'adhésif avec les tissus dentaires et le matériau de restauration directe ou indirecte.

1.2.1 Le mordançage

Proposé pour la première fois par Buonocore dans les années 50 (2), le mordançage des tissus dentaires par un acide permet une déminéralisation en surface. En raison de leurs caractéristiques anatomiques et de composition, émail et dentine ne demandent pas le même mordançage : avec de l'acide orthophosphorique de 32 à 40% utilisé communément dans la pratique dentaire ($\text{pH} < 1$), le mordançage de l'émail ne doit pas dépasser 30 secondes et celui de la dentine 15 secondes. Si cette durée de mordançage est dépassée, la déminéralisation obtenue s'avère être trop profonde pour une bonne pénétration des monomères adhésifs dans la matrice obtenue, et on obtient des lacunes dans le joint de collage : c'est le phénomène de *nanoleakage*, pouvant être à l'origine de sensibilités post-opératoires et de défaillances de la restauration.

L'objectif du mordançage niveau de l'émail est de créer des micro-anfractuosités en surface, afin de permettre un ancrage micro-mécanique de l'adhésif au tissu amélaire. La création de ces micro-anfractuosités a l'intérêt d'augmenter la mouillabilité de la surface amélaire préparée, améliorant le contact entre le primaire de collage d'une part, puis l'adhésif lui-même d'autre part. Nous l'avons vu précédemment, la structure de l'émail n'est pas homogène, elle est organisée en prismes orientés à angle droit par rapport à la surface amélaire, et en émail interprismatique aux cristallites orientés à 60° par rapport aux cristallites prismatiques. L'acide orthophosphorique utilisé en odontologie dissout préférentiellement les cristallites orientés orthogonalement par rapport à la surface d'application ; cette alternance différentielle des cristallites explique l'existence de micro-anfractuosités après un mordançage de durée modérée.

Au niveau de la dentine, l'acide de mordançage a un double rôle de déminéralisation de surface et d'élimination par dissolution de la boue dentinaire obstruant les *tubuli*, permettant un ancrage profond (brides résineuses) de l'adhésif au niveau de des canalicules. Le réseau collagénique dentinaire est ainsi exposé sur quelques microns ; à la suite du rinçage de la solution de mordançage, la surface dentinaire préparée ne doit pas être complètement desséchée, au risque de provoquer un collapsus des fibres de collagène, qui altérerait l'épaisseur et la qualité de la couche hybride.

1.2.2 Application d'un primaire

Le primaire (ou *primer*) est un agent promoteur d'adhésion, permettant la liaison entre la surface dentinaire hydrophile et l'adhésif résineux, hydrophobe. En effet, le réseau collagénique dentinaire hydrophile et le fluide intra-tubulaire confèrent une certaine humidité à ce tissu, de prime abord incompatible avec le collage. Le primaire a donc pour rôle de permettre une bonne pénétration des monomères adhésifs au sein de la matrice collagénique et des *tubuli*.

Le primaire de collage est composé d'eau, de solvants volatils (éthanol, acétone...) ainsi que de monomères hydrophiles de type HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate). Il s'agit d'un monomère de petite taille, amphiphile, soluble, conférant une bonne mouillabilité au primaire pour une infiltration en profondeur de la dentine. L'HEMA possède une fonction hydroxyle hydrophile, capable de se lier au collagène, et une extrémité méthacrylate pouvant se polymériser avec les monomères hydrophobes contenus dans l'adhésif.

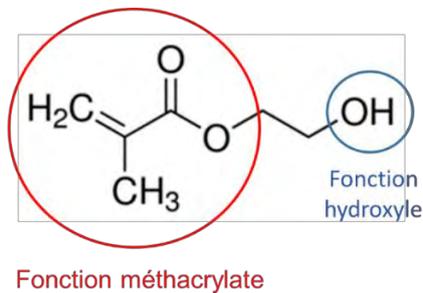


Figure 5 : Monomère HEMA

1.2.3 La couche hybride

La couche hybride est la zone de l'interface entre le tissu dentaire et la résine adhésive. Il s'agit de la zone d'infiltration des monomères résineux au sein de la matrice collagénique déminéralisée. D'une épaisseur de 1 à 2 μm , elle représente une zone de la dent renforcée par la résine à un niveau moléculaire, prévenant le risque de hiatus et conférant à cette zone une haute résistance aux attaques acides.

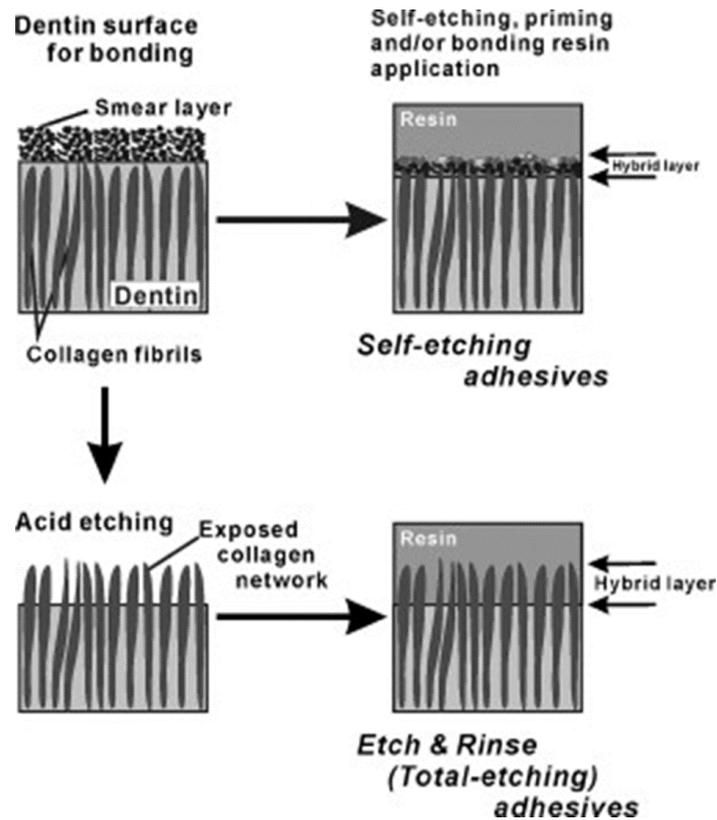


Figure 6 : Ce schéma illustre la formation de la couche hybride en fonction du traitement appliqué à la dentine ; la boue dentinaire est complètement éliminée lors du mordantage total, mais est incorporée à la couche hybride dans les systèmes auto-mordant. La couche hybride s'en retrouve plus fine. (A review: Biodegradation of resin–dentin bonds, Hashimoto et al., 2011(3))

1.3 Matériaux de restauration

1.3.1 Matériaux de restauration directe

- **Les résines composites**

Les composites utilisés en odontologie sont constitués d'une matrice résineuse organique, des monomères possédant des fonctions méthacrylate, au sein de laquelle sont dispersées des charges minérales (silice SiO₂, verres de métaux lourds), qui agissent comme renfort du matériau. En fonction de la taille des charges minérales incorporées, on peut distinguer plusieurs types de composites :

- Les composites macro-chargés : particules minérales de 1 à 40µm, ces composites ont une bonne résistance mécanique mais l'état de surface et l'esthétique ne sont pas optimaux.
- Les composites micro-chargés : particules minérales de 0,01 à 0,1µm, plus visqueux et donc plus compliqués à manipuler, avec des propriétés mécaniques plus faibles.

- Les composites hybrides : ils possèdent un mélange de particules de différentes tailles et de différentes composition, ils regroupent les composites micro-hybrides (charges $<1\mu\text{m}$) et micro-hybrides nano-chargés (charges $<0,4\mu\text{m}$).⁽⁴⁾

Les résines composites incorporent également des initiateurs de prise, les rendant photo-polymérisables, chémo-polymérisables, ou à prise mixte (dual).

Les monomères méthacrylates sont retrouvés dans tous les adhésifs et composites actuels, les rendant tous compatibles entre eux.

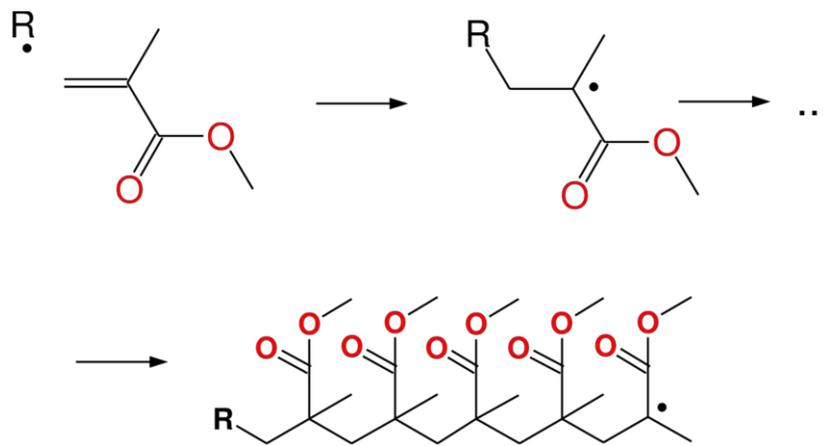


Figure 7 : Réaction de polymérisation du méthyl-méthacrylate : un radical libre interagit avec la fonction méthacrylate, brisant la double liaison et initiant la polymérisation en chaîne

Les résines de collage tombent sous cette catégorie de matériaux, elles correspondent à des composites micro-chargés (charges de $0,04\mu\text{m}$) ou micro-hybrides (charges $<1\mu\text{m}$ et charges entre $0,4$ et $0,7\mu\text{m}$). Ces résines sont plus fluides que les composites de restauration, ce qui facilite l'adaptation et la mise en place des éléments collés.⁽⁵⁾

- **Les ciments verres ionomères (CVI)**

Les CVI se présentent sous la forme d'une poudre en d'un liquide à mélanger, à la main ou en capsule unidose à vibrer. Ils sont le résultat d'une réaction acide base entre la poudre (base) et le liquide (acide).

La poudre est composée d'alumine Al_2O_3 , de silice SiO_2 et de fluorure de calcium CaF_2 , les grains peuvent avoir une granulométrie jusqu'à $40\mu\text{m}$ dans les CVI de restauration directe, et inférieure dans les CVI de scellement.

Le liquide est une solution aqueuse d'acide polyalkénoïque, un co-polymère d'acide acrylique et d'acide itaconique, auquel peuvent être ajoutés d'autres acides (acide maléique, acide tricarboxylique...). L'acide polyalkénoïque possède de nombreuses fonctions carboxy COOH (ou COO^- selon le pH), qui vont être à l'origine des propriétés adhésives du CVI.

L'adhésion des CVI aux tissus dentaires serait le fruit de l'interaction ionique entre les charges négatives des acides contenus dans leur matrice et les charges positives de l'hydroxyapatite contenue dans les tissus dentaires (ions Ca^{2+}).

Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) sont des CVI dans lesquels sont incorporés de petites quantités de monomères résineux, tels que HEMA et Bis-GMA. L'acide polyacrylique du liquide peut également être modifié par la présence d'un site permettant sa polymérisation en chaîne. La présence de ces résines polymérisables au sein des CVIMAR permet leur liaison aux adhésifs et aux composites.

- **Les amalgames**

Les amalgames sont de moins en moins utilisés, leur aspect inesthétique et le problème environnemental qu'ils engendrent leur faisant perdre du terrain face au composite et au ciment verre ionomère. Cependant, leur ancienneté et leur facilité de mise en place font d'eux un matériau de restauration encore très présent dans la bouche de nos patients.

L'amalgame est constitué d'une poudre d'alliage constituée d'argent, d'étain, de cuivre et de zinc, se combinant avec du mercure. En raison de la nature de la salive, qui représente un milieu électrolytique permettant les transferts d'électrons, l'amalgame s'oxyde à sa surface. Ce phénomène est à l'origine de la corrosion des amalgames.

1.3.2 Matériaux de restauration indirecte

- **Les céramiques**

Les céramiques modernes sont des matériaux de synthèse constitués à partir de matières premières essentiellement minérales, présentant entre les oxydes (silice SiO_2 , alumine Al_2O_3) qui les composent des liaisons covalentes, participant à leur résistance mécanique. Elles sont constituées de deux phases distinctes :

- **une phase vitreuse** : matrice désordonnée, donnant leurs propriétés optiques à la céramique (translucidité),

- **une phase cristalline** : ordonnée, dispersée dans la phase vitreuse. Cette phase donne aux céramiques leurs propriétés mécaniques ainsi que certaines propriétés optiques qui peuvent être recherchées (opacité).

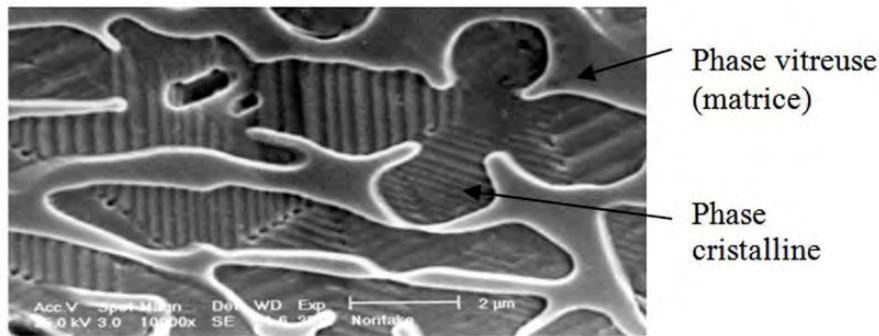


Figure 8 : Microphotographie en MEB d'une céramique (Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, Les céramiques, 2010)

Ces caractéristiques, associées à une très bonne biocompatibilité, font des céramiques des matériaux de choix pour la restauration des organes dentaires. Les céramiques existant aujourd'hui sont nombreuses, se distinguant entre elles par leur proportion de phase cristalline par rapport à la phase vitreuse, et nous permettent de proposer à nos patients des reconstitutions tant esthétiques que durables, répondant à un large champ d'indications, qu'elles soient antérieures ou postérieures.

Les céramiques sont en outre pour la plupart compatible avec l'assemblage par collage, ce qui permet un rendu esthétique optimal, ainsi qu'une augmentation des propriétés mécaniques intrinsèques tant de la pièce prothétique que des tissus dentaires restant.

Il existe différents modes de mise en forme de la céramique : montage d'une pâte crue, barbotine, conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO)...

Céramiques vitreuses			Céramiques infiltrées			Céramiques polycristallines	
Feldspathiques	Vitrocéramiques		D'alumine	D'alumine et de magnésium	De zircon	Céramiques alumineuses	Zircone
	Renforcées en leucite	Renforcées en disilicate de lithium					

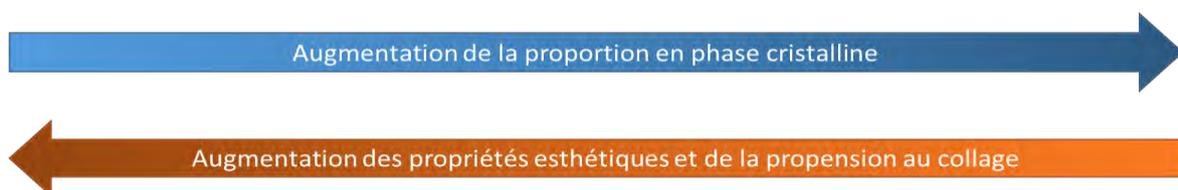


Figure 9 : Classification des céramiques utilisées en odontologie en fonction de la proportion en phases vitreuse et cristalline.

Les céramiques nécessitent un traitement de surface avant leur collage, afin de permettre une meilleure adhésion. En raison des différences de composition des céramiques, en termes de proportion en verre et en cristaux, celles-ci ne doivent pas toutes subir les mêmes traitements de surface avant le collage.

- **Traitement des céramiques vitreuses** : il consiste en trois étapes, un sablage avec des particules d'alumine, un mordantage à l'acide fluorhydrique (de 20 secondes à 2 minutes selon la céramique utilisée), puis l'application d'un silane qui va permettre la liaison entre la surface céramique par son pôle hydrophile, et l'adhésif par son pôle hydrophobe.
- **Traitement des céramiques infiltrées et polycristallines** : en raison de leur structure au sein de laquelle le verre est absent ou presque, le mordantage à l'acide fluorhydrique n'est pas efficace sur ces céramiques. Les traitements de surface retenus et ayant fait leurs preuves sont le traitement tribochimique, suivi de l'application d'un silane ou d'un *primer* spécifique contenant des monomères de phosphate, 10-MDP (10-méthacryloyloxydécyl dihydrogène phosphate). Le traitement tribochimique correspond à un sablage avec des particules d'alumine enrobées de silice, permettant la création d'un micro-relief de surface pour améliorer la rétention mécanique, ainsi que le dépôt de silice à la surface de la céramique. Cette silice permet la liaison avec les groupements alkyle des silanes ; l'utilisation d'un primer contenant à la fois des molécules de silane et des monomères de phosphates sur une zircone traitée par tribochimie permet de potentialiser l'adhésion de la céramique.

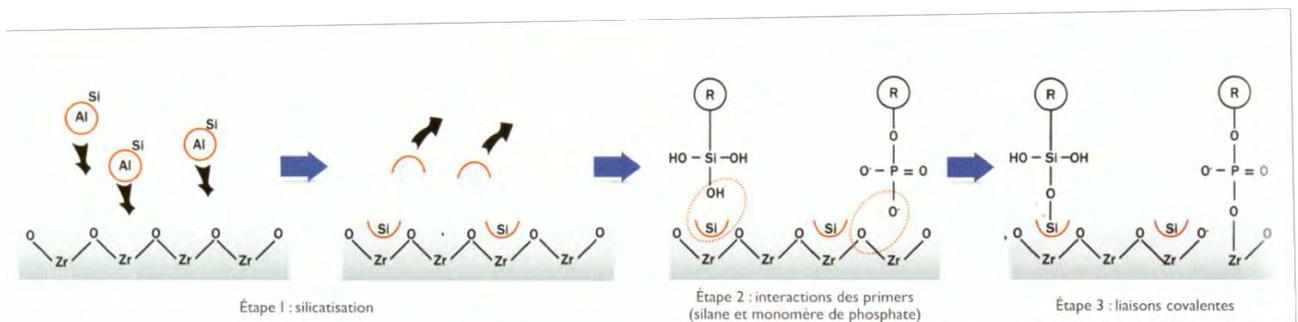


Figure 10 : Mécanisme d'interaction de la zircone avec un silane et un primaire aux monomères de phosphate après traitement tribochimique. (Restaurations esthétiques en céramique collée, Etienne et Anckenmann, 2016)

- **Les alliages métalliques**

On en distingue deux catégories selon leur composition :

- **Les alliages non précieux** : ce sont les alliages nickel-chrome et cobalt-chrome, utilisés de nos jours pour toute réalisation prothétique, fixe (inlays, chapes et couronnes) ou amovible (châssis de prothèse amovible).
- **Les alliages précieux** : ces alliages contiennent un certain pourcentage d'or (entre 25 et 40%), ainsi que d'autres métaux nobles de la famille du platine : platine, palladium, iridium, osmium, rhodium, ruthénium. Ils ont l'avantage d'être résistants

à la corrosion et très biocompatibles, mais sont délaissés en France en raison de leur prix.

La « réactivité » d'un alliage métallique, sa capacité d'adhésion à un autre matériau, serait conditionnée par la présence d'oxydes métalliques à sa surface ; c'est l'un des phénomènes permettant l'accroche de la céramique cosmétique à la chape métallique lors de la réalisation d'une couronne céramo-métallique, par exemple. Les alliages précieux ayant une couche d'oxydes de surface moins importante, l'interaction avec un adhésif s'en retrouverait altérée. C'est pourquoi les adhésifs incorporant des monomères contenant du soufre (methacryloxyalkyl thiophosphate methylmethacrylate par exemple) auraient une meilleure adhésion aux alliages précieux que les adhésifs n'en contenant pas.(6)

1.4 Stratégies de collage

Les adhésifs présents sur le marché sont classifiés en fonction de la stratégie de collage qu'ils proposent, ainsi que du nombre d'étapes nécessaires à leur application ; la tendance actuelle est à la réduction du nombre d'étapes pour une simplification des protocoles. Une première classification proposait une séparation des adhésifs selon l'évolution des connaissances concernant l'adhésion, en 7 générations, commençant en 1952(7). L'inconvénient de cette classification est de ne pas prendre en compte ni les principes actifs des adhésifs, ni leurs performances thérapeutiques. Cette classification est donc abandonnée pour une classification plus rationnelle décrivant les 4 dernières générations, les seules encore commercialisées aujourd'hui.

1.4.1 Mordançage et rinçage : MR

La stratégie mordançage et rinçage, aussi appelée *etch-and-rinse*, est caractérisée par un mordançage préalable à l'application du primaire de collage ; la boue dentinaire est donc complètement éliminée par dissolution et rinçage. On en distingue deux groupes, selon le nombre d'étapes nécessaires à leur mise en place :

- Les **MR3** : leur application se fait en trois étapes, une première phase de mordançage, suivie par un rinçage abondant et un séchage modéré, l'application d'un primaire, séchage, et enfin l'application de l'adhésif lui-même.



Figure 11 : Optibond FL (Kerr) : exemple d'adhésif MR3

- Les **MR2** : leur application se fait en deux étapes, après mordantage, rinçage et séchage, l'application du *primer* et de l'adhésif, contenus dans une seule bouteille, se fait de façon simultanée.



Figure 12 : Prime&Bond XP (Dentsply Sirona) : exemple d'adhésif MR2

Apparus dès 1990, les MR3 représentent aujourd'hui encore le *gold standard* de par leur forte adhésion à l'émail, mais la multiplication du nombre d'étapes rend leur capacité d'adhésion très opérateur-dépendante.

1.4.2 Systèmes auto-mordançant : SAM

Les systèmes auto-mordançant, ou *self-etch*, sont caractérisés par l'absence d'une étape préalable de mordantage à l'acide orthophosphorique : ce sont les monomères présents dans le primaire qui sont à l'origine de la capacité de mordantage. Sans étape de rinçage, la boue dentinaire n'est pas éliminée, mais modifiée et incorporée à la couche adhésive. Tout comme les systèmes MR, ils peuvent être divisés en deux groupes selon le nombre d'étapes pour leur application :

- Les **SAM 2** : en deux étapes, l'application d'un primer acide est suivie d'un séchage et de l'application de l'adhésif lui-même,



Figure 13 : Clearfil SE Bond 2 (Kuraray Noritake) : exemple d'adhésif SAM2

- Les **SAM 1** : une seule étape d'application, *primer* et adhésif se trouvent soit dans deux flacons à mélanger, soit dans un seul flacon (adhésif *all-in-one*)



Figure 14 : Adper Easy Bond (3M ESPE) : exemple d'adhésif SAM1

Sans mordantage préalable, les SAM exposent les patients à moins de sensibilités post-opératoires, mais en l'absence de mordantage à l'acide orthophosphorique l'adhérence à l'émail est affaiblie par rapport aux MR. Une étude de Suda et al. datant de 2018 a cependant montré un bénéfice pour certains adhésifs SAM2 sur la résistance aux forces de cisaillement du mordantage de l'émail à l'acide orthophosphorique à 37% préalable à l'application du primaire acide.(8)

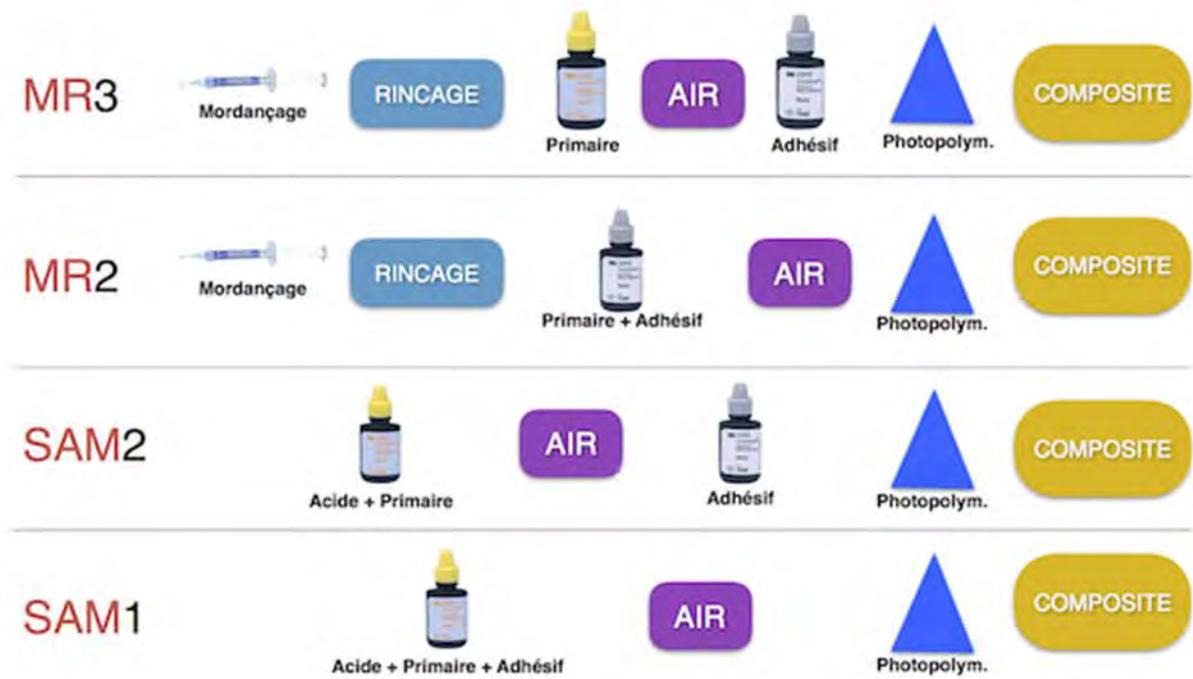


Figure 15 : Récapitulatif des différentes stratégies adhésives (The Dentalist, Les Adhésifs amélo-dentaires(9))

2 LES ADHESIFS UNIVERSELS

Les adhésifs universels sont des adhésifs apparus sur le marché en 2012, contenus dans un flacon unique, et pouvant être appliqués selon divers protocoles : mordantage et rinçage, mordantage de l'émail seul ou auto-mordantage. Leur polyvalence permet de les utiliser pour le collage des restaurations directes et indirectes, ainsi que pour la préparation des pièces prothétiques collées (zircone, métal, composite etc) (10). Ils sont plus hydrophobes que les SAM et sont classés en fonction de leur pH : entre 2 et 2,5 ils sont considérés comme doux (*mild*), et au-delà de 2,5 ils sont considérés ultra-doux (*ultra-mild*).⁽⁵⁾

2.1 Composition

Les adhésifs universels présentent un mélange complexe de monomères, de solvants et d'initiateurs de polymérisation.

2.1.1 Monomères résineux

Les monomères résineux présents dans les adhésifs universels peuvent être divisés en deux catégories : les **monomères fonctionnels** et les *cross-linkers*.

Ces derniers sont des monomères comportant dans leur formule deux ou plus de groupements méthacrylate, permettant par élimination de la double liaison une polymérisation aux monomères adjacents, que ce soit au sein de l'adhésif lui-même ou au niveau de la résine de collage ou du composite. Les *cross-linkers* sont ainsi responsables du volume de l'adhésif, en fonction de la taille des molécules l'adhésif présente plus ou moins de rétraction à sa prise. Les plus communs dans les adhésifs universels sont des diméthacrylates, notamment le bis-GMA.

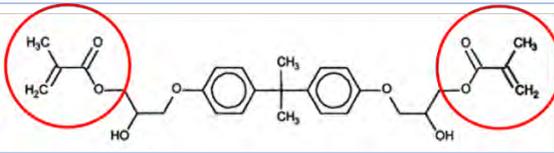
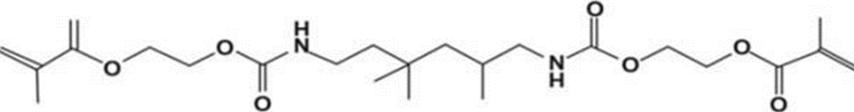
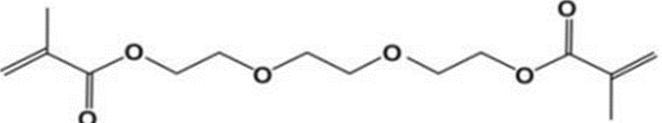
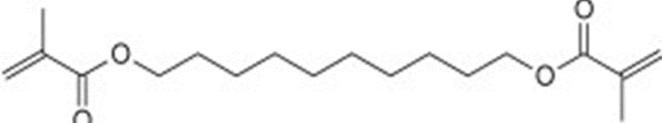
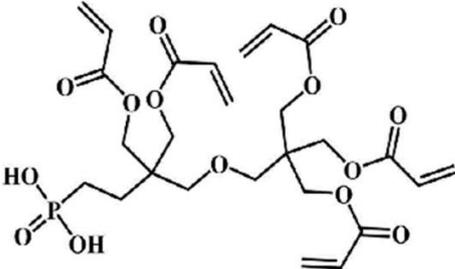
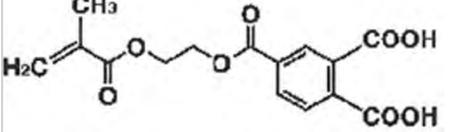
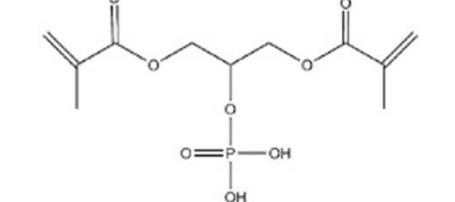
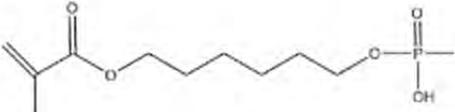
	Bis-GMA (bisphenol A glycidyl methacrylate)
	UDMA (urethane diméthacrylate)
	TEGDMA (triéthyléneglycol diméthacrylate)
	D3MA (decandiol diméthacrylate)

Figure 16 : Exemples de monomères résineux *cross-linkers*.

Les **monomères fonctionnels** sont des monomères possédant au moins une fonction permettant leur polymérisation, généralement un groupement méthacrylate, et au moins une autre conférant à la molécule des propriétés intéressantes pour l'adhésif.

- **Monomères acides** : ils participent à l'aptitude auto-mordante des adhésifs universels, ils possèdent une fonction avec la capacité de larguer des protons H^+ , participant à la dissolution des cristaux d'hydroxyapatite. Ils ont une capacité à capter les ions Ca^{2+} libérés lors de ce phénomène, formant des sels de calcium plus ou moins résistants aux attaques hydrolytiques ; c'est le principe d'adhésion-déminéralisation.(11)

	<p>PENTA (dipentaerythrinol penta acrylate monophosphate) Le groupement phosphate lui confère son affinité pour les tissus dentaires et les matériaux de restauration indirecte, tandis que ses cinq groupements acrylates permettent la liaison aux fonctions méthacrylates des résines composites. La multiplication des groupements polymérisables le rendrait plus résistant à l'hydrolyse, permettant un meilleur vieillissement du joint adhésif. (12)</p>
	<p>4-MET (4-methacryloyloxyethyl trimellitate) Ses groupes carboxy lui confèrent son acidité, et son cycle aromatique permet de diminuer son hydrophilie. Ce monomère permet une meilleure mouillabilité de la surface des métaux. Il s'agit de la forme hydratée de 4-META. (5)</p>
	<p>GPDM (glycerol dimethacrylate dihydrogen phosphate) Deux fonctions méthacrylate pour la liaison aux résines composites, une fonction phosphate pour la liaison aux substrats. Uniquement présent dans l'adhésif Optibond Universal de Kerr.</p>
	<p>10-MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogène phosphate) Le plus hydrophobe des monomères fonctionnels utilisés. Développé par Kuraray Noritake, il est utilisé dans tous leurs adhésifs CLEARFIL et résines de collage PANAVIA depuis 1981. La fonction phosphate permet un mordantage de surface, et a également une affinité pour la zircone et les métaux non précieux. La chaîne carbonée longue confère à ce monomère son hydrophobie, ce qui le rend particulièrement résistant à l'hydrolyse après polymérisation. Le MDP est capable de liaisons ioniques fortes avec l'hydroxyapatite présente dans</p>

l'émail et la dentine (sels MDP-Ca). Ces deux phénomènes seraient à l'origine de la bonne adhésion chimique caractéristique des adhésifs contenant du 10-MDP(13).

Figure 17 : Exemples de monomères fonctionnels, possédant tous au moins une fonction leur conférant des propriétés hydrophiles (phosphate, carboxy...), et au moins une fonction méthacrylate permettant leur polymérisation.

- **HEMA (2-hydroxyéthyl méthacrylate)**, également présent dans les primaires d'adhésion des adhésifs MR. Il améliore la mouillabilité de l'adhésif en s'infiltrant dans le réseau collagénique, et augmente la stabilité des mélanges, particulièrement dans les systèmes adhésifs simplifiés dont il évite la séparation des phases entre monomères hydrophiles et hydrophobes. Sa quantité doit cependant rester limitée, car il conserve une certaine hydrophilie même après polymérisation, qui rend l'interface de collage susceptible aux attaques hydriques.

Kuraray propose avec son nouvel adhésif CLEARFIL Universal Bond Quick une nouvelle molécule, annoncée comme plus hydrophile que HEMA, permettant une application plus rapide sans nécessité de massage des tissus dentaires pour une bonne pénétration des monomères dans la matrice collagénique ; cette molécule pourrait constituer un nouveau progrès pour les adhésifs en général, et se démocratiser dans les années à venir aux autres adhésifs simplifiés. Cependant, d'après les résultats proposés par Takamizawa et al. en 2019, cet adhésif ne semble pas pénétrer très profondément au sein des *tubuli* dentinaires lors d'une application en mode auto-mordançage, formant des brides courtes et de façon irrégulière au niveau du tissu dentinaire (14), impactant potentiellement sa force d'adhésion par réduction de l'ancrage micro-mécanique.

2.1.2 Solvants

Les solvants présents dans les adhésifs universels permettent d'augmenter la mouillabilité de la solution, afin de permettre aux monomères fonctionnels de pénétrer au niveau du réseau collagénique, jouant ainsi le même rôle que dans les solutions *primer* des adhésifs conventionnels (15). Leur concentration est augmentée dans les adhésifs simplifiés, tels les adhésifs universels, afin de stabiliser le mélange monomères hydrophiles/adhésif hydrophobe et éviter une séparation de phase qui entraverait la polymérisation.

- **L'eau** : elle permet une ionisation des monomères acides présents dans les adhésifs, permettant leur action de déminéralisation au niveau des tissus dentaires. Elle est donc retrouvée à plus ou moins haute concentration dans tous les adhésifs universels.
- **L'éthanol** : moins volatil que l'acétone, il est sensible au degré d'humidité et convient donc mieux à une dentine desséchée.

- **L'acétone** : elle évacue les excédents d'eau présents au niveau des tissus dentaires, mais sa forte volatilité ne convient pas à la dentine desséchée.
- **Le T-butanol** : 2-méthylpropan-2-ol, trouvé dans les nouveaux systèmes adhésifs, les rend moins sensibles au degré d'humidité lors de la mise en place. Il aurait une meilleure capacité d'infiltration au niveau du réseau collagénique que les autres solvants. Il permet d'augmenter la concentration en résine des adhésifs, afin d'obtenir une couche adhésive plus épaisse, plus résistante que les systèmes utilisant de l'acétone comme solvant (16).

Quels que soient les solvants, ils doivent être complètement évaporés avant la polymérisation : leur persistance au sein de la couche hybride créerait une défaillance de l'interface dent-adhésif.

2.1.3 Initiateurs et inhibiteurs

Comme tous adhésifs utilisés de nos jours dans la pratique dentaire, les adhésifs universels contiennent des initiateurs de la polymérisation. Sous l'action de l'énergie lumineuse (photo-initiateurs) ou grâce à une réaction base-catalyseur (chémpolymérisation), ces initiateurs libèrent des radicaux libres qui viennent interagir avec les doubles liaisons des fonctions méthacrylate des monomères, provoquant ainsi leur polymérisation par une réaction en chaîne.

Les adhésifs universels sont pour la plupart photo-polymérisables, mais il existe pour certains des produits annexes pouvant y être mélangés, contenant des initiateurs de la chémpolymérisation, permettant d'obtenir un adhésif avec un potentiel de polymérisation bi-modal. Au sein d'une même marque, l'initiateur de la chémo-polymérisation est souvent contenu dans le composite de collage proposé, afin de s'affranchir de cette étape de mélange.



Figure 18 : Un exemple d'adhésif universel avec une polymérisation duale optionnelle : le 3MTM ScotchbondTM Universal Adhesive peut être mélangé avec le 3MTM ScotchbondTM Universal DCA Dual Cure Activator pour une chémpolymérisation avec un composite de collage quelconque à base de méthacrylate. 3M propose également le composite de collage RelyX Ultimate, contenant lui-même l'activateur pour la chémpolymérisation.



Figure 19 : Le Futurabond U proposé par VOCO se présente aujourd'hui comme le seul adhésif universel bi-polymérisable en unidose présent sur le marché. L'adhésif et les initiateurs sont présents dans deux capsules séparées au niveau du même blister, le mélange est effectué en pressant sur la zone indiquée.

Les inhibiteurs sont systématiquement présents dans les systèmes adhésifs, empêchant la formation de radicaux libres avant l'utilisation voulue de l'adhésif, que ce soit dans le transport ou le stockage. Leur concentration est cependant trop faible pour stopper la réaction de polymérisation lorsque celle-ci est initiée.

2.1.4 Autres additifs

Pour se démarquer des autres produits présents sur le marché, les entreprises innovent en proposant des adhésifs contenant des additifs censés apporter des propriétés supplémentaires.

- **Silane :**

Kuraray et 3M, par exemple, proposent des adhésifs contenant un silane pour simplifier la préparation des pièces céramique pour les restaurations indirectes en céramique (vitro-céramiques notamment). Or, selon une étude publiée par Chen et al. en 2013, il semblerait que le bis-GMA (contenu dans les adhésifs CLEARFIL et Scotchbond entre autres) interfère avec les silanes, gênant leur interaction avec les vitro-céramiques et diminuant leur force d'adhésion (17). Une étude de Lee et al. de 2017 vient étoffer cette hypothèse, en montrant que le Single Bond Universal, de même composition que le Scotchbond Universal Adhesive, ne semble pas améliorer l'adhésion entre les céramiques disilicate de lithium et les colles, les meilleurs résultats ayant été obtenus lorsque silane et adhésif classique furent appliqués et séchés séparément (18).

- **Monomères soufrés :**

Le G-Premio Bond a dans sa composition un monomère de méthacrylate présentant un groupement soufré (MEPS), permettant la liaison avec les alliages de métaux nobles. D'après une étude de Yoshida publiée en 2017, il semblerait que ce type de monomère utilisé comme primaire de collage pour les pièces en alliage précieux améliore significativement la résistance immédiate aux forces de cisaillement, mais après 2000 cycles de thermocyclage la qualité du joint est altérée, menant à de nombreuses ruptures adhésives.(19) Cependant, si l'on compare

l'adhésion aux alliages précieux du G-Premio Bond à celle du Scotchbond Universal Adhesive, la résistance aux forces de cisaillement est meilleure pour l'adhésif contenant du MEPS, après 24h de conservation en milieu humide comme après 10000 cycles de thermocyclage.(6) Ces composés soufrés semblent donc présenter un intérêt pour le collage des pièces en alliage précieux.

- **Acide polyalkénoïque :**

Le Scotchbond Universal Adhesive inclut du copolymère Vitrebond (1-5% en masse), un acide polyalkénoïque (polymère d'acide acrylique et d'acide itaconique) utilisé dans les CVIMAR Vitrebond (3M). Des études de Sezinando et al. ont montré une interaction entre des adhésifs contenant du copolymère Vitrebond et des particules d'hydroxyapatite synthétique (20), et que la présence de ce copolymère pourrait améliorer la stabilité de la couche adhésive après 6 mois de conservation dans l'eau, préservant le joint de l'hydrolyse (21). Cette dernière propriété est cependant moins flagrante en ce qui concerne les adhésifs contenant du 10-MDP, l'hydrophobie de cette molécule rendant par elle-même le joint moins perméable à l'eau et donc moins sensible à la dégradation. Les deux molécules formant une liaison ionique avec les ions Ca^{2+} des tissus dentaires, on peut imaginer entre elles une compétition pour la liaison à l'hydroxyapatite.

- **Autres :**

Le CLEARFIL™ Universal Bond Quick inclut dans sa composition du fluorure de sodium, pour lutter contre les reprises de caries sous les restaurations, par libération d'ions fluorure.

2.1.5 Composition des principaux adhésifs universels présents sur le marché

Adhésif universel	Composition	pH
All Bond Universal (Bisco)	MDP, bis-GMA, HEMA, éthanol, eau, initiateurs	3,2 (2,5 – 3,5)
Adhese Universal (Ivoclar Vivadent)	MDP, bis-GMA, HEMA, MCAP, D3MA, éthanol, eau, camphorquinone (photo-initiateur), stabilisateurs, silice	2,5-3,0
Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake)	Bis-GMA, HEMA, éthanol, MDP, diméthacrylate aliphatique hydrophile, silice colloïdale, camphoroquinone (photo-initiateur), silane, accélérateurs, initiateurs, eau	2,3
Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake)	Bis-GMA, MDP, HEMA, monomère d'amide hydrophile, charges (fillers), éthanol, eau, fluorure de sodium (NaF), photo-initiateurs, accélérateurs de prise, silane, autres	2,3
Futurabond M (Voco)	HEMA, monomère adhésif acide	2
Futurabond U (Voco)	HEMA, bis-GMA, HEDMA, monomères adhésifs acides, UDMA, catalyseurs, nanoparticules de silice, éthanol	2,3
GLUMA Bond Universal (Kulzer)	Acétone, diuréthane diméthacrylate, 4-META	-
G-Premio Bond (GC)	MDP, 4-MET, MEPS, BHT, acétone, résines diméthacrylate, initiateurs, charges, eau	1,5
Prime&Bond Elect (Dentsply Sirona)	Mono, bi et tri-méthacrylates, PENTA, oxyde de phosphine organique, stabilisants, UDMA, hydrofluorure de d'acétylamine (agent anti-plaque), acétone, eau	2,5
Prime&Bond Active (Dentsply Sirona)	MDP, PENTA, acrylate bifonctionnelle, acrylate acide, initiateurs, stabilisateurs, eau, iso-propanol	2,5
One Coat 7 Universal (Coltene)	Méthacrylates, UDMA, HEMA, photo-initiateurs, ethanol, eau	-
Optibond Universal (Kerr)	GPDM, GDMA, HEMA, acétone, éthanol, eau	2,4
Scotchbond Universal Ou Single Bond Universal (3M)	MDP, bis-GMA, HEMA, résines diméthacrylate, copolymère Vitrebond, charges (filler), éthanol, eau, initiateurs, silane	2,7
iBond Universal (Kulzer)	4-META, acétone, eau	-
Iperbond Ultra (Itena Clinical)	HEMA, UDMA, photo-initiateurs, éthanol, eau	-
Xeno Select (Dentsply Sirona)	Résine acrylique bifonctionnelle, résine acrylique acide, ester d'acide phosphorique fonctionnalisé, butanol tertiaire, initiateur, stabilisateurs, eau	<2

10-MDP : 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate ; Bis-GMA : bisphenol A glycidyl methacrylate ; HEDMA : 1,6-hexanediol dimethacrylate ; HEMA : 2-hydroxyethyl methacrylate ; PENTA : dipentaerythrinol penta acrylate monophosphate ; mCAP : methacrylated carboxylic acid polymer ; D3MA : decandiol dimethacrylate ; 4-MET : 4-methacryloyloxyethyl trimellitate ; MEPS : methacryloyloxyalkyl thiophosphate methylmethacrylate ; BHT : butylated hydroxytoluene ; TEGDMA : triethyleneglycol dimethacrylate ; GDMA : glycerol dimethacrylate ; GPDM : glycerol dimethacrylate dihydrogen phosphate ; UDMA : urethane diméthacrylate

Tableau 1 : Compositions des adhésifs universels présents sur le marché, obtenues à partir des données de la bibliographie (22) et des données des fabricants.

Les indications des adhésifs universels listés sont détaillées en Annexe 1.

2.2 Interface avec les tissus dentaires

2.2.1 Caractéristiques de l'interface

Comprendre la morphologie et les propriétés de l'interface des adhésifs universels avec les tissus dentaires peut nous permettre d'expliquer leur comportement clinique.

2.2.1.1 Influence du mordantage

- **Au niveau de la dentine**

Les adhésifs universels forment une interface différente en fonction de leur mode d'application au niveau de la dentine, en mode auto-mordantage ou mordantage-rinçage.(14)

- En mode *etch-and-rinse* : on note la formation d'une couche hybride semblable à celle observée sur les coupes préparées à l'aide d'adhésifs MR, on remarque également l'apparition d'une zone dense sous la couche hybride, pouvant être due à une réactivité sur la dentine des monomères acides. Cette zone de réaction au niveau de l'interface pourrait être le témoin de la formation de sels de calcium, garants de l'adhésion chimique des adhésifs simplifiés. Il est à noter que cette zone de réaction n'est observée que dans les échantillons où les adhésifs contiennent du 10-MDP (absente dans l'échantillon Optibond Universal, avec pour monomère fonctionnel le GPDM).
- En mode *self-etch* : l'interface entre la dentine et l'adhésif est très semblable à celle observée pour les adhésifs SAM1, avec une couche hybride à proprement parler absente mais la formation d'une couche dense de boue dentinaire modifiée.

Quel que soit l'adhésif universel testé, les brides de résine dans les *tubuli* dentinaires montrent une longueur supérieure à celle lorsqu'ils sont appliqués en *etch-and-rinse* plutôt qu'en *self-etch*, en raison de l'élimination de la boue dentinaire qui obstrue les pores en surface, et de l'absence de déminéralisation de la dentine péri-tubulaire qui augmente la mouillabilité par l'adhésif.

	MR	SAM
AB		
AU		
CU		
GP		
PU		
OU		
SU		

Colonne A et C : x2500 et x10000 ; Colonne B et D : x500 et x5000 après déminéralisation et déprotéinisation des échantillons.
 RC : résine composite ; DE : dentine ; AL : couche adhésive ; HL : couche hybride ; HSL : boue dentinaire modifiée ; étoiles jaunes : zone de réaction ; RT : brides de résine.
 AB : All-Bond Universal ; AU : Adhese Universal ; CU : Clearfil Universal Bond Quick ; GP : G-Premio Bond ;
 PU : Prime&Bond Active ; OU : Optibond Universal ; SU : Scotchbond Universal.

Tableau 2 : Coupes de dentine au microscope électronique à balayage, après application d'adhésifs universels en mode MR ou SAM (Takamizawa et al., 2019)

Tsujimoto et al. en 2017 (23) montrent qu'en mode *self-etch*, les adhésifs universels testés dans leur étude (Clearfil Universal Bond, G-Premio Bond et Scotchbond Universal) présentent un point de rupture face aux forces de cisaillement inférieur aux adhésifs SAM2. Parmi les trois adhésifs universels, Scotchbond Universal montre les valeurs de résistance les plus élevées face aux forces de cisaillement, valeurs qui sont sans différences significatives avec celles démontrées par les adhésifs SAM2. Ces adhésifs contenant tous trois du 10-MDP, d'autres facteurs de leur composition, ainsi que leur pH, semblent entrer en compte pour expliquer leurs différences de performances.

- **Au niveau de l'émail**

L'émail étant en majorité constitué d'hydroxyapatite, la matrice collagénique étant presque totalement absente, on n'assiste pas à la formation d'une couche hybride comme c'est le cas au niveau de la dentine. Cet hydroxyapatite va cependant constituer une aubaine pour la liaison chimique des monomères fonctionnels au tissu amélaire.

Le mordantage, comme on l'a vu précédemment, permet la création d'un microrelief en surface de l'émail préparé, par déminéralisation différentielle des prismes d'émail en fonction de leur orientation au sein de l'émail prismatique, aprismatique, et le long des bandes de Hunter-Schreger. Ce microrelief améliore la mouillabilité par les fluides et augmente la surface de contact entre l'émail et l'adhésif, et donc entre l'hydroxyapatite et l'adhésif.

Suda et al.(8) ont montré en 2018 l'influence du mordantage amélaire sur la résistance aux forces de cisaillement de restaurations composite, immédiate et en résistance à la fatigue. Leur étude a montré l'amélioration de l'adhésion des adhésifs universels suite à l'application d'une solution d'acide orthophosphorique à 35%, ainsi que l'amélioration des performances en résistance à la fatigue par rapport aux échantillons sans pré-mordantage. De plus, cette étude montre une différence d'adhésion entre les différents adhésifs universels après mordantage : si en mode *self-etch* tous les adhésifs universels n'ont pas de différence significative de comportement à la résistance au cisaillement, en mode *etch-and-rinse* on constate de meilleurs résultats pour le G-Premio Bond et le Scotchbond Universal par rapport au All-Bond et au Clearfil Universal. Cette différence pourrait être s'expliquer par les différents monomères fonctionnels qu'ils contiennent : si tous possèdent du 10-MDP dans leur composition, G-Premio et Scotchbond peuvent compter également respectivement sur le 4-MET et le copolymère Vitrebond (acide polyalkenoïque). La présence de ces monomères fonctionnels supplémentaires pourrait augmenter l'affinité des adhésifs concernés pour l'émail mordancé, permettant une adhésion chimique plus forte.

Une revue de la littérature datant de 2015(24), analysant les résultats lors d'essais en traction et en cisaillement des capacités de différents adhésifs universels, avec ou sans mordantage préalable à l'acide orthophosphorique, en vient à la même conclusion :

- le mordantage préalable augmente les capacités d'adhésion des adhésifs universels au niveau de l'émail,

- au niveau de la dentine, le mordantage préalable n'améliore pas la capacité d'adhésion, sauf pour les adhésifs universels au pH élevé, *ultra-mild* (All-Bond Universal notamment),
- la méthode de mordantage sélective de l'émail semble être la stratégie à adopter pour optimiser le collage des adhésifs universels *mild*.

2.2.1.2 Influence de l'humidité des tissus dentaires

Wang et Spencer en 2003(25) ont proposé de quantifier l'infiltration des monomères HEMA et Bis-GMA, deux composants majeurs des primaires d'adhésion et des adhésifs, au sein d'une dentine humide. Leurs recherches montrent qu'à la place d'une couche hybride homogène, on obtient une couche hybride poreuse, majoritairement composée d'HEMA sensible à l'hydrolyse, alors que le Bis-GMA plus hydrophobe ne parvient pas à infiltrer la dentine en profondeur. Ces deux monomères sont deux composants encore largement retrouvés dans les adhésifs universels de nos jours, on pourrait se demander quelle est l'influence de l'humidité des substrats dentaires sur la rétention des adhésifs universels.

En ce qui concerne le mode d'application mordantage-rinçage, le taux d'humidité idéal pour l'application d'un adhésif correspond à une dentine sèche mais non desséchée, c'est-à-dire que la dentine reste brillante après un séchage doux à l'air ou un séchage par tamponnement. Cliniquement, ce niveau d'humidité idéal est difficile à atteindre, tant il dépend du praticien et de la situation clinique. Un adhésif universel idéal serait un adhésif pour lequel l'humidité des surfaces dentaires n'aurait pas d'influence sur sa capacité de collage.

Tsujimoto et al. en 2018(26) comparent la résistance immédiate et à la fatigue face aux forces de cisaillement de quatre adhésifs universels (All-Bond Universal, G-Premio Bond, Prime&Bond Active et Scotchbond Universal), en fonction de l'humidité de surface d'échantillons d'émail et de dentine, en mode *etch-and-rinse*. Il apparaît de cette étude que si le niveau d'humidité n'a pas d'influence sur l'adhésion à l'émail, quel que soit l'adhésif utilisé, le comportement face au niveau d'humidité est matériau dépendant. Prime&Bond Active et Scotchbond Universal ne montrent pas de différence significative d'adhésion selon l'état de la surface dentinaire, mais une dentine humide améliore les performances de All-Bond Universal alors qu'elle diminue celles de G-Premio Bond. En microscopie électronique, il apparaît que la couche adhésive a les mêmes caractéristiques sur émail et dentine quel que soit le niveau d'humidité (même épaisseur de la couche adhésive et de la couche hybride), mais la longueur des brides de résine pour les quatre adhésifs est supérieure sur dentine humide par rapport à sur dentine sèche. A la vue des résultats aux tests de résistance, l'anatomie de l'interface ne semble pas avoir d'influence sur le comportement des adhésifs. Les différences observées viendraient alors plutôt de la différence de composition des adhésifs universels étudiés : une concentration optimisée en eau (entre 10 et 15%) et des composants peu susceptibles au taux d'humidité (tel le copolymère Vitrebond contenu dans le Scotchbond Universal) devraient limiter l'influence de l'humidité sur l'adhésion en mode mordantage-rinçage.

Choi et al. en 2017(27) ont eux étudié l'influence de l'humidité dentinaire sur trois adhésifs universels (G-Premio Bond, Single Bond/Scotchbond Universal, et All-Bond Universal), en mode *etch-and-rinse* et en mode *self-etch*, en résistance à la traction. Cet article trouve une différence significative dans le comportement face à différents degrés d'humidité,

et également en fonction de l'adhésif utilisé. Si pour G-Premio Bond et Scotchbond Universal il ne semble pas exister de différence significative de force d'adhésion en fonction de l'humidité de la dentine dans les deux modes d'application, pour All-Bond Universal une dentine sèche en mode MR et humide en mode SAM diminueraient la force d'adhésion. En microscopie confocale à balayage laser, on remarque en mode *etch-and-rinse* une diminution de la longueur, de la régularité et de la densité des brides de résine à mesure de l'augmentation du temps de séchage, en mode *self-etch* une couche hybride diminuée et peu de brides de résine, et ce pour les trois adhésifs. Un fois de plus la différence de résultats semble venir de la différence de composition et de concentration en eau, G-Premio à 25% et Scotchbond à 10% semblant moins susceptibles à l'humidité des surfaces, par rapport à All-Bond avec seulement 3% de concentration en eau.

Une bonne connaissance de la composition et des recommandations d'utilisation de l'adhésif universel que l'on souhaite utiliser permettrait d'optimiser le collage, mais un adhésif universel devrait idéalement ne pas présenter de différence d'adhésion en fonction de l'état de surface des tissus dentaires.

2.2.1.3 Différences d'adhésion en fonction des monomères fonctionnels utilisés

Si la plupart des adhésifs universels proposent comme monomère fonctionnel le 10-MDP, d'autres fabricants propose des monomères acides différents : GPDM dans Optibond Universal, PENTA dans la gamme Prime&Bond... utilisés seuls ou en complément du 10-MDP.

Le GPDM, plus hydrophile que le 10-MDP (ayant des coefficients de partition noctanol/eau respectivement de 1,99 et 4,09), semble mieux infiltrer la dentine que des monomères plus hydrophobes ; il possède une bonne mouillabilité à la dentine, produit des brides dentinaires longues même en mode auto-mordantage, et permet une bonne liaison aux résines composites grâce à ses deux fonctions méthacrylate. Ces caractéristiques lui garantissent une bonne adhésion immédiate, mais également une plus grande susceptibilité à l'hydrolyse et à l'apparition de *nano-leakage*, ce qui tend à diminuer sa résistance aux forces en traction. De plus, les sels de calcium formés entre l'hydroxyapatite et le GPDM de semblent pas très stables ; l'adhésion chimique de Optibond XTR, contenant du GPDM, semble plus être d'ordre micromécanique que chimique, et avec l'hydrolyse du joint on assiste à une baisse (non significative) des valeurs de résistance de cet adhésif après thermocyclage(28).

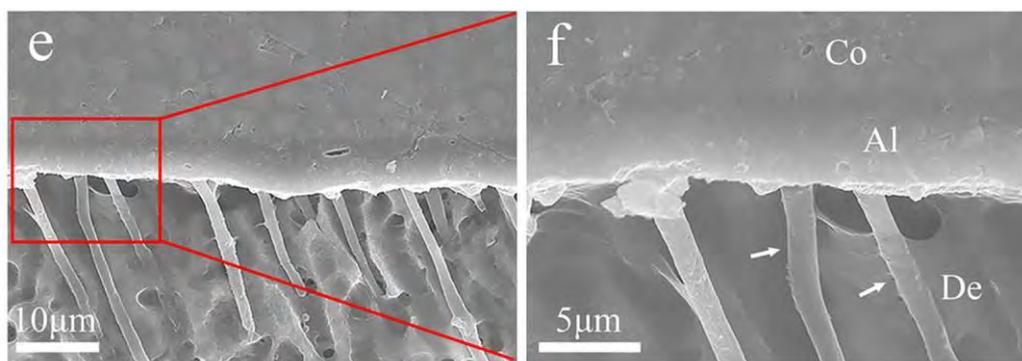


Figure 20 : Observation au microscope électronique à balayage de la dentine préparée à l'Optibond XTR contenant du GPDM. On remarque les longues brides de résine. Co : composite ; Al : couche adhésive ; De : dentine. (Wang et al., 2017)

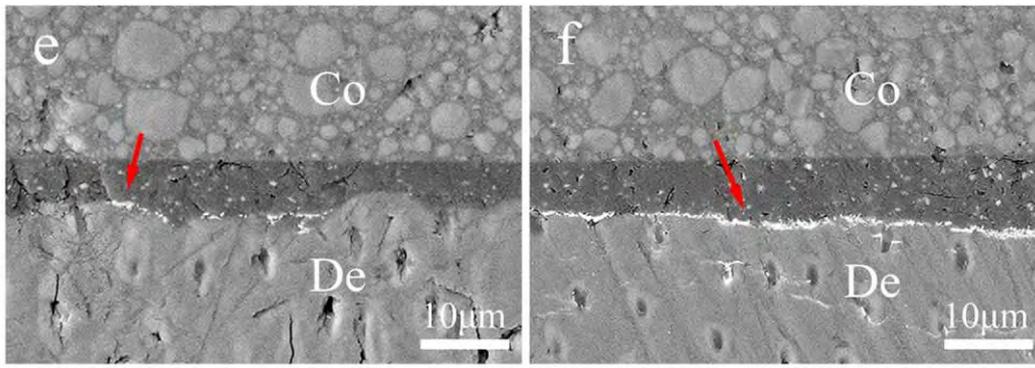


Figure 21 : Observation au microscope électronique à balayage de deux coupes de la couche adhésive de Optibond XTR, avant (gauche) et après thermocyclage (droite). On remarque l'augmentation nette du nano-leakage après thermocyclage. Co : composite ; De : dentine. (Wang et al., 2017)

Par comparaison, le Scotchbond Universal contenant du 10-MDP ne montre pas de chute dans ses valeurs d'adhésion, de même pour le Clearfil SE Bond. Le 10-MDP avec sa chaîne carbonée longue est plus hydrophobe, forme des sels de calcium plus stables, et les adhésifs en contenant sont donc moins susceptibles à l'hydrolyse. Les différences de résultats entre Clearfil SE Bond et Scotchbond Universal peuvent s'expliquer par la présence de copolymère Vitrebond dans ce dernier, formant également des liaisons avec l'hydroxyapatite.

Adhésif	Résultats avant thermocyclage	Résultats après thermocyclage
Clearfil SE Bond (SAM) Monomère fonctionnel : 10-MDP	37,20 +/- 5,79 MPa	36,48 +/- 7,24 MPa
Scotchbond Universal Monomères fonctionnels : 10-MDP + acide polyalkénoïque (copolymère Vitrebond)	54,25 +/- 8,61 MPa	51,10 +/- 8,25 MPa
Optibond XTR (SAM) Monomère fonctionnel : GPDM	57,72 +/- 9,75 MPa	50,71 +/- 9,33 MPa

Tableau 3 : Résultats aux tests de résistance à la traction de trois adhésifs appliqués en mode auto-mordançage (Wang et al., 2017)

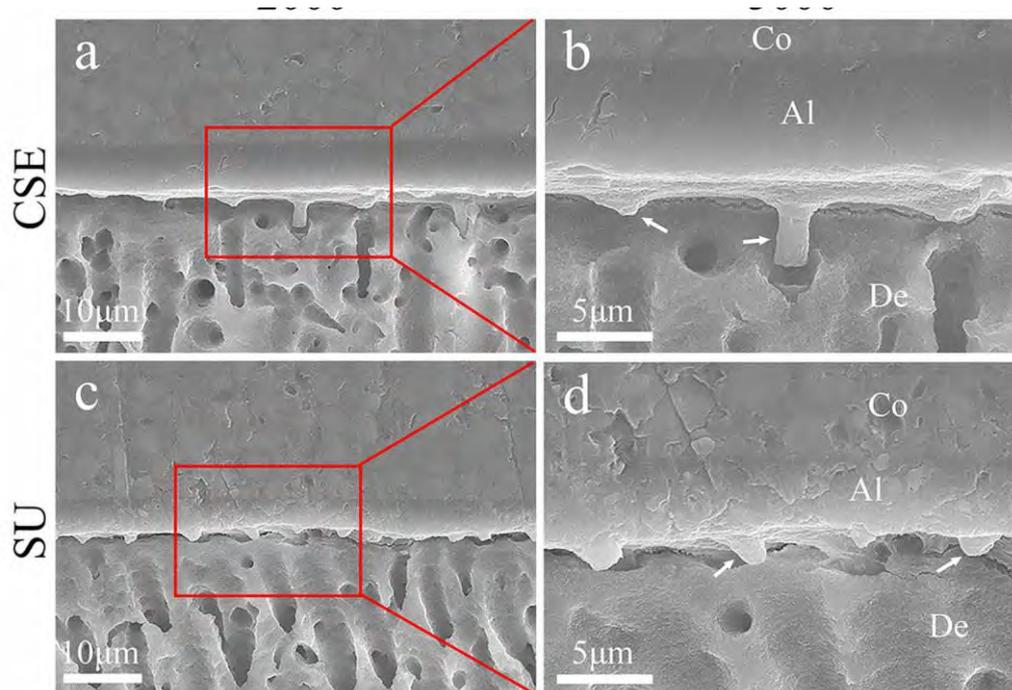


Figure 22 : Observation au microscope électronique à balayage des couches adhésives de Clearfil SE Bond (CSE) et Scotchbond Universal (SU) en mode SAM. (Wang et al., 2017)

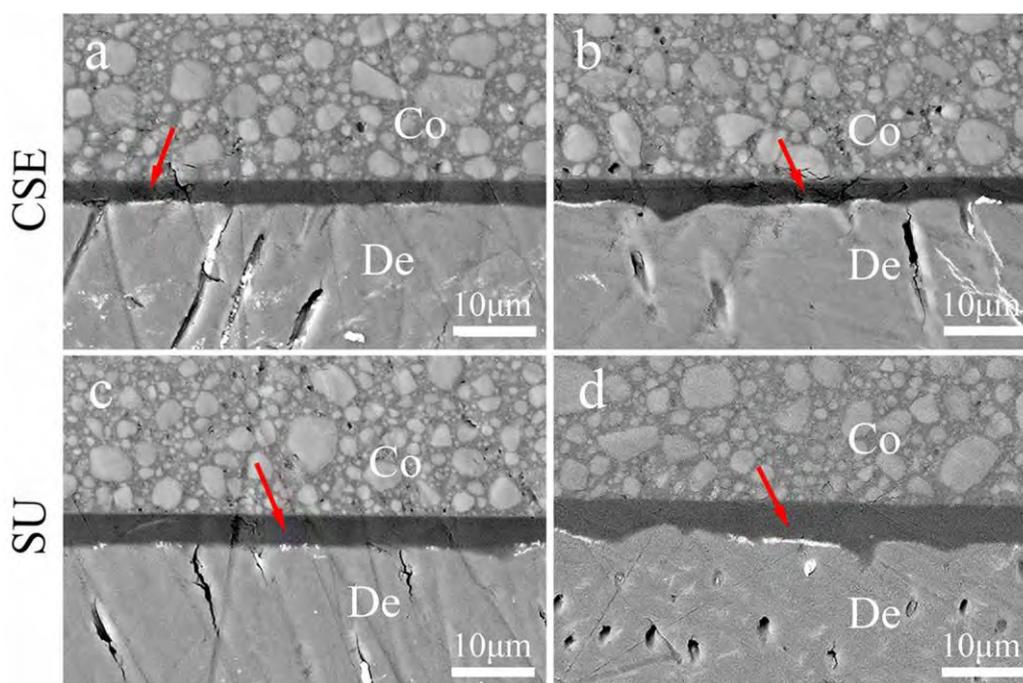


Figure 23 : Observation au microscope électronique à balayage des couches adhésives de Clearfil SE Bond et Scotchbond Universal avant (gauche) et après thermocyclage (droite). Le nano-leakage après thermocyclage est beaucoup moins important que vu précédemment dans le cas de Optibond XTR. (Wang et al., 2017)

Prime&Bond Active, contenant à la fois du 10-MDP et le monomère PENTA, ne semble pas se comporter de façon différente de Scotchbond Universal face aux forces de cisaillement lors de son interaction avec les tissus dentaires (26) et son interface entre la dentine et le composite a la même morphologie que les autres adhésifs universels contenant du 10-MDP

(14). L'influence du PENTA dans ces résultats ne peut pas être vérifiée clairement, mais une tendance semble montrer de meilleures performances globales d'adhésifs contenant plus d'un type de monomère acide, ce qui pourrait expliquer les résultats équivalents de Prime&Bond Active et Scotchbond Universal.

2.2.2 Conséquences cliniques

De nombreuses études cherchent à montrer le comportement des adhésifs universels lors de leur application en bouche. Les méthodes de test *in vitro* (forces en traction, en cisaillement, microscopie...) ne pouvant être applicables sur un patient, les méthodes d'évaluation des restaurations doivent s'appuyer sur des critères qualitatifs, appréciés par des évaluateurs entraînés. Les critères les plus utilisés sont ceux du FDI (Fédération Dentaire Internationale) et ceux de l'USPHS (United States Public Health Service, Service de santé publique des Etats-Unis), grilles d'évaluation qualitative des restaurations composite, modifiées pour être applicables aux propriétés des adhésifs (Annexes 2 et 3). Les deux grilles d'évaluations sont très souvent complémentaires au sein des études cliniques, la grille FDI étant considérée plus sensible que celle de l'USPHS.

La différence de sensibilité entre les deux grilles d'évaluation est parfaitement illustrée par le critère « Sensibilités post-opératoires », par exemple : en cas de sensibilités quelconques, toute restauration évaluée selon la grille USPHS sera évaluée « Charlie », le niveau le plus bas possible sur cette échelle, alors qu'il est possible de réaliser une gradation de ce critère en fonction du ressenti du patient avec la grille FDI.

Les restaurations les plus souvent évaluées sont les restaurations au collet (classe V selon la classification de G.V. Black), mettant en évidence les capacités rétentives des adhésifs universels. A ce jour, une seule étude clinique a rapporté l'influence des cycles masticatoires sur le vieillissement des adhésifs universels en bouche, lors de la restauration de lésions de classe I et II (29).

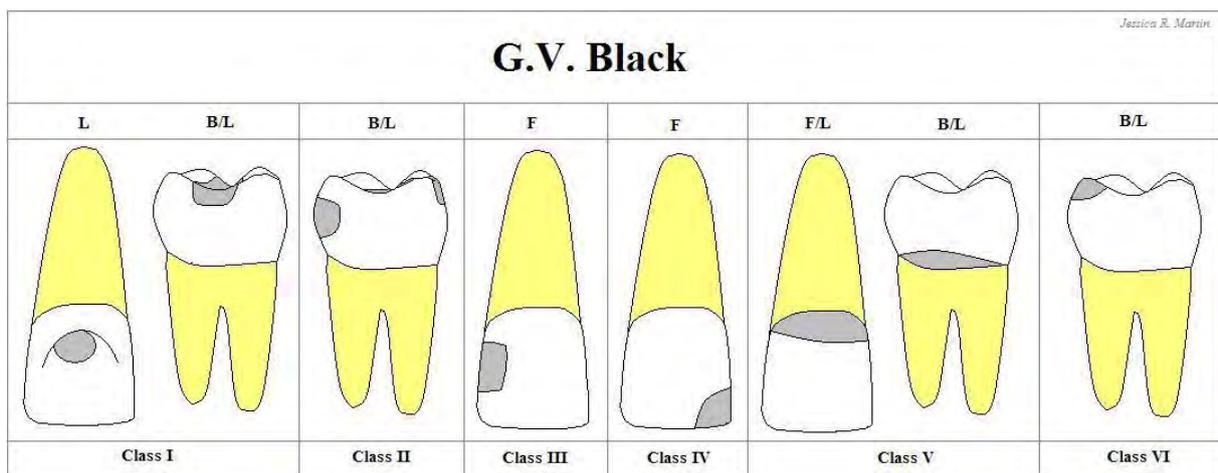


Figure 24 : Classification de Black des lésions et restaurations coronaires (Martin, 2008)

- **Scotchbond Universal / Single Bond Universal (3M)**

Premier adhésif universel disponible sur le marché, il est également celui ayant été le sujet du plus grand nombre d'essais cliniques.

Les travaux de Mena-Serrano et al. en 2013 (30), Perdigão et al. en 2014 (31) et Loguercio et al. en 2015 (32), exposent la même étude sur un corpus de patients contrôlés à trois dates différentes (6, 18 et 36 mois) suite à la réalisation de restaurations composites de lésions non carieuses au collet. Le Scotchbond dans cette étude est appliqué selon quatre modes différents : après mordantage total sur une dentine sèche ou humide, après mordantage sélectif de l'émail, et en mode auto-mordant. Selon le dernier article, à 36 mois, il n'existe pas de différence significative dans le comportement des restaurations étudiées en rapport avec le mode d'application du Scotchbond, et toutes les restaurations étudiées ont répondu aux critères de l'American Dental Association, recevant une appréciation acceptable selon les critères de la grille FDI et de la grille USPHS.

Le groupe appliqué en mode mordantage-rinçage sur dentine sèche ne semble pas performer de façon inférieure par rapport aux autres groupes, les restaurations montrant à 36 mois des résultats similaires aux autres groupes avec mordantage préalable, malgré les recommandations des fabricants d'appliquer l'adhésif préférentiellement sur dentine humide. Ce résultat pourrait être expliqué par la teneur en eau du Scotchbond Universal, qui permettrait de rendre son volume au réseau collagénique malgré le séchage, et ainsi d'assurer la formation d'une couche hybride épaisse et de qualité. Cette particularité est particulièrement importante, le taux d'humidité optimal de la surface dentinaire étant difficile à obtenir en pratique clinique.

On notera toutefois que, sur les 180 restaurations étudiées à 36 mois, 8 ont été perdues, dont 5 pour le groupe *self-etch*, parmi lesquelles 3 dès le contrôle des 6 mois. Ces 8 restaurations sont les seules évaluées comme inacceptables. On remarque également que les restaurations avec l'adhésif appliqué en mode *self-etch* sont plus susceptibles à 36 mois de montrer une coloration du joint et/ou un défaut d'adaptation marginale (ce qui n'est pas le cas aux contrôles après 6 et 18 mois). Le Scotchbond étant un adhésif *ultra-mild* (pH = 2,7), il semblerait que le mordantage de l'émail soit un critère de réussite des restaurations sur le long terme. Ces résultats sont consistants avec ceux de l'étude clinique rapportée par Atalay et al. en 2019 (33), également menée sur 36 mois et comparant les différents modes d'application du Scotchbond Universal : ils ont également trouvé en mode auto-mordantage une prévalence accrue de colorations marginales et de défauts d'adaptation par rapports aux modes avec mordantage.

Un article par Zanatta et al. de 2019 (26) compare les performances de Scotchbond Universal en mordantage-rinçage et en auto-mordantage avec un adhésif MR2 (Adper Single Bond 2, 3M) et un adhésif SAM2 (Clearfil SE Bond, Kuraray Noritake), sur deux ans, et ne trouve pas de différence significative au niveau esthétique, fonctionnel ou biologique entre les deux modes d'application du Scotchbond, ni avec les deux autres adhésifs, lors de la reconstitution de lésions non carieuses au collet. La rétention et le comportement de l'adhésif universel face aux conditions de l'environnement buccal permettent de l'utiliser à la place d'un adhésif conventionnel.

La seule étude trouvée menée sur des restaurations composites de sites de classe I ou II selon Black (sillons occlusaux et faces proximales) a été rapportée par un article publié par Carvalho et al. en 2019 (29). Toutes les restaurations évaluées entre 12 et 20 mois ont été évaluées comme acceptables selon les grilles d'évaluation FDI et USPHS.

- **Prime&Bond Elect (Dentsply Sirona)**

Deux articles concernent un essai clinique évaluant les performances du Prime&Bond Elect, les comparant à celles du Scotchbond Universal, dans le cas de restaurations non carieuses au collet (classe V). Cette comparaison est pertinente du fait de la différence entre les monomères fonctionnels présents dans l'un et l'autre de ces adhésifs universels : PENTA dans le cas de Prime&Bond Elect, 10-MDP pour Scotchbond Universal.

Le premier, publié par Ruschel et al. en 2018 (35), compare les performances des deux adhésifs en *self-etch* et en *etch-and-rinse*, évaluées selon la grille USPHS 18 mois après la mise en place de restaurations composite au collet. Selon cet article, il n'existe pas de différence significative concernant les performances cliniques de Scotchbond Universal et Prime&Bond Elect, ni entre leurs modes d'application. La seule différence significative décelée concerne les colorations marginales : à 18 mois, le Scotchbond appliqué en *self-etch* présente 66% plus de chance de montrer une coloration marginale que le Prime&Bond appliqué en *etch-and-rinse*.

Le deuxième, publié par la même équipe et datant de 2019 compare les performances de ces mêmes restaurations, cette fois à 36 mois (36). L'étude trouve une différence significative pour les performances concernant le mode d'application de Prime&Bond Elect : appliqué en *self-etch* plutôt que *etch-and-rinse*, les restaurations ont 83% de risque en plus de perdre leur score *alpha* selon la grille USPHS. Le Scotchbond en *self-etch* montre 75% plus de risque de perdre le score alpha pour la coloration marginale par rapport au Prime&Bond Elect en *self-etch*. Au total, ce sont plus de 20% des restaurations réalisées après application d'un adhésif universel qui montrent une dégradation de leur limite marginale.

Le PENTA du Prime&Bond Elect présente 5 sites de polymérisation avec les matériaux composite, ce qui améliorerait la résistance de l'adhésif à l'hydrolyse, expliquant le risque moindre de colorations marginales par rapport au Scotchbond Universal.

- **All-Bond Universal (Bisco) et GLUMA Bond Universal (Kulzer)**

Une étude par Oz et al. de 2019 (37) compare ces deux adhésifs universels utilisés en modes *etch-and-rinse*, *selective enamel etching* et *self-etch*, avec comme adhésif contrôle un adhésif MR2 (Singe Bond 2, 3M). Les restaurations sont évaluées à 6, 12 et 24 mois en utilisant la grille USPHS. Dès 6 mois est rapportée la perte de 3 restaurations dans chaque groupe testant l'application des adhésifs universels en *self-etch*, ce qui correspond à plus de 5% des restaurations perdues à 6 mois, ce qui est incompatible avec les recommandations de l'*American Dental Association*. A 24 mois, ce sont au total 5 restaurations perdues dans le groupe GLUMA Bond en *self-etch*, 4 pour le groupe All-Bond en *self-etch*, et seulement 1 par groupe pour les adhésifs universels appliqués après mordantage sélectif de l'émail. Pour tous les autres critères d'évaluation de la grille USPHS, il n'existe pas de différence significative entre les 7 groupes, même si l'on remarque au niveau des résultats une plus grande tendance des adhésifs utilisés en *self-etch* à perdre la note *Alpha* pour la note *Bravo* en ce qui concerne l'adaptation marginale et l'apparition de colorations marginales.

Les adhésifs All-Bond Universal et GLUMA Bond Universal contiennent deux monomères fonctionnels différents, respectivement 10-MDP et 4-META. Cette étude ne montrant pas de différence significative de comportement à 24 mois entre ces deux adhésifs universels, quel que soit le mode d'application, on peut en déduire que ces monomères fonctionnels garantissent des résultats cliniques équivalents. Toutefois, d'après l'article de 2015 de Loguercio et al.(32), on

ne voit apparaître avec le Scotchbond Universal, contenant également du 10-MDP, des différences significatives au niveau des limites marginales entre les modes d'application self-etch et etch-and-rinse qu'au contrôle des 36 mois. Les restaurations évaluées par Oz et al. devraient nécessiter un contrôle ultérieur à 36 mois ou plus, afin de constater si cette dégradation du joint est vraie également pour d'autres adhésifs contenant du 10-MDP utilisés en self-etch et si elle existe également pour un adhésif contenant du 4-META.

- **Xeno Select (Dentsply Sirona)**

Une étude compare à 6 mois les performances de Xeno Select en *self-etch*, *etch-and-rinse* (sur dentine humide ou sèche) et en mordançage sélectif de l'émail, dans la restauration de lésions non carieuses de classe V(38). Les résultats de l'essai clinique montrent que la rétention de cet adhésif est dépendante du mode d'application utilisé : sur 16 restaurations jugées inacceptables selon les grilles FDI et USPHS, 11 appartiennent aux groupes *self-etch* ou *selective-etch* (cas de perte ou de fracture des restaurations). Ces pertes observées en l'absence de mordançage préalable de la dentine représentant plus de 5% des restaurations à 6 mois, cet adhésif en *self-etch* ne correspond pas aux critères d'acceptabilité de l'*American Dental Association*.

Cette différence de comportement entre l'application en mode MR ou SAM viendrait d'un défaut d'adhésion chimique entre les monomères acides et l'hydroxyapatite des tissus dentaires. Le fabricant annonce dans la composition du Xeno Select un ester d'acide phosphorique fonctionnalisé et un acide acrylique. Dans une étude in-vitro menée par Zhou et al. en 2015(39) comparant des adhésifs auto-mordançant en résistance à la traction avant et après thermocyclage, le Xeno V (Dentsply Sirona) testé, contenant les mêmes monomères fonctionnels que le Xeno Select, était le seul à posséder une force d'adhésion diminuée sur dentine déprotéinisée par rapport à une dentine intacte, même avant thermocyclage. Les valeurs d'adhésion avant et après thermocyclage étaient inférieures aux valeurs trouvées pour les deux autres adhésifs testés. Cela montre que les sels de calcium formés par les adhésifs Xeno V et Xeno Select avec l'hydroxyapatite sont peu stables, et susceptibles à l'hydrolyse. Pour obtenir une adhésion de qualité avec Xeno Select, il est indispensable de mordancer au préalable les surfaces dentaires pour permettre un ancrage micromécanique, ce qui est antinomique d'un adhésif universel.

En conclusion, il ressort de toutes ces études cliniques la nécessité de réaliser un mordançage préalable, au moins au niveau de l'émail, pour garantir une bonne rétention et un bon vieillissement des restaurations. En ce qui concerne les restaurations de lésions de classe V, situées au collet et concernant surtout la dentine, le mordançage total de la zone à restaurer semble être la meilleure technique clinique. On notera également le faible nombre de cas de douleurs post-opératoires rapporté dans les essais cliniques publiés, les adhésifs universels semblent donc indiqués pour garantir le confort de nos patients.

2.3 Interface avec les matériaux de restauration indirecte

Les adhésifs universels, dans un objectif d'application à toute situation clinique, sont souvent proposés par les fabricants pour le collage des restaurations indirectes. Dans cette partie, nous allons aborder l'interaction de ces adhésifs et de leurs monomères fonctionnels avec les différents matériaux de restauration indirecte.

2.3.1 Liaison à la zircone

Le collage de la zircone, céramique à phase cristalline prédominante, ne peut pas être réalisé de la même façon que celui des céramiques vitreuses. En effet, de mordantage à l'acide fluorhydrique concernant prioritairement la phase vitreuse, il n'a qu'un effet limité sur la zircone.

Le 10-MDP a été proposé comme agent de liaison à la zircone, son groupement phosphate permettant une liaison ionique aux oxydes de surface de la céramique, et il existerait également une liaison hydrogène augmentant le potentiel d'adhésion de ce monomère à la zircone. De plus, une concentration élevée en 10-MDP dans un adhésif augmente sa résistance aux forces de cisaillement (40).

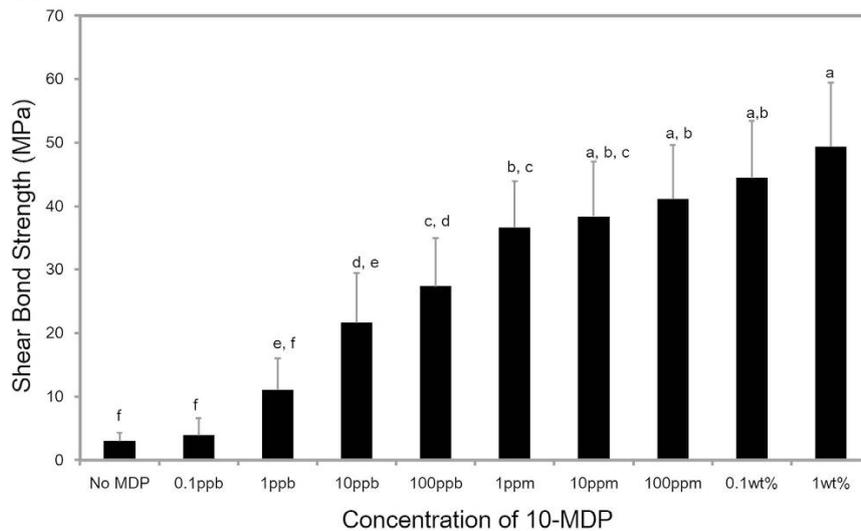


Figure 25 : Résistance aux forces de cisaillement en fonction de la concentration en 10-MDP de différents adhésifs expérimentaux appliqués à la zircone. (Nagaoka et al., 2017)

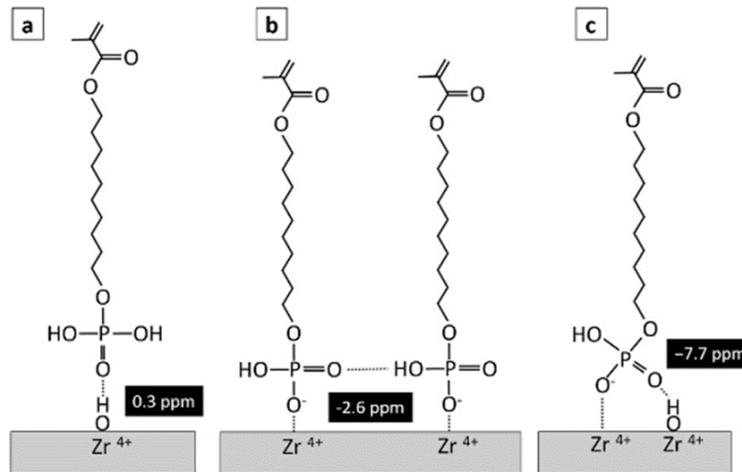


Figure 26 : Mécanismes d'interaction du 10-MDP à la surface de la zircone : liaison ionique du phosphate chargé négativement au zirconium et liaison hydrogène avec la couche hydratée en surface de la zircone, laissant aux groupements phosphates de plusieurs monomères la possibilité d'interagir entre eux. (Nagaoka et al., 2017)

La liaison chimique proposée par le 10-MDP perd cependant en stabilité dans le temps, d'après une étude de De Souza et al. de 2014 (41). Cette étude fut réalisée sur des échantillons de zircone non préparés, sans traitement tribochimique préalable ; ce traitement, en augmentant la surface disponible et ajoutant en surface de la zircone des particules de silice pouvant réagir avec un silane, devrait permettre de pallier au moins en partie ce phénomène de dégradation.

La plupart des adhésifs incluent dans leur composition du bis-GMA, qui influe négativement l'efficacité des silanes sur les céramiques vitreuses ; cet effet n'est cependant pas retrouvé sur les primaires réservés à la zircone, contenant du 10-MDP. Le bis-GMA ne joue donc pas d'effet adverse sur le collage de la zircone (17), diminuant peut-être seulement l'intérêt du traitement tribochimique lorsque l'on souhaite appliquer un adhésif contenant du 10-MDP et du silane, comme le Scotchbond Universal par exemple.

Une autre molécule proposée pour le collage de la zircone est le PENTA, trouvé dans les adhésifs universels Prime&Bond Active (en complément du 10-MDP) et Prime&Bond Elect. Dans une étude de 2016 (42), il a été montré que l'augmentation de la concentration de PENTA jusqu'à un certain point aux alentours de 20% en poids d'un adhésif expérimental permettait d'augmenter sa force de liaison à la zircone, mais que celle-ci diminuait lorsque la concentration atteignait 30% en poids. Le phénomène d'encombrement stérique expliquerait ce phénomène de pallier puis de baisse de la force d'adhésion au-delà d'une certaine concentration : le PENTA est une molécule imposante, avec ses cinq groupements acrylate polymérisables, ce qui gênerait l'interaction du phosphate avec la surface de la zircone. De plus, l'augmentation de la concentration de PENTA impacte sa fluidité et sa mouillabilité. Ce monomère permettant l'amélioration de l'adhésion chimique à la zircone, sa concentration dans les adhésifs doit être optimisée pour obtenir les meilleures performances possibles.

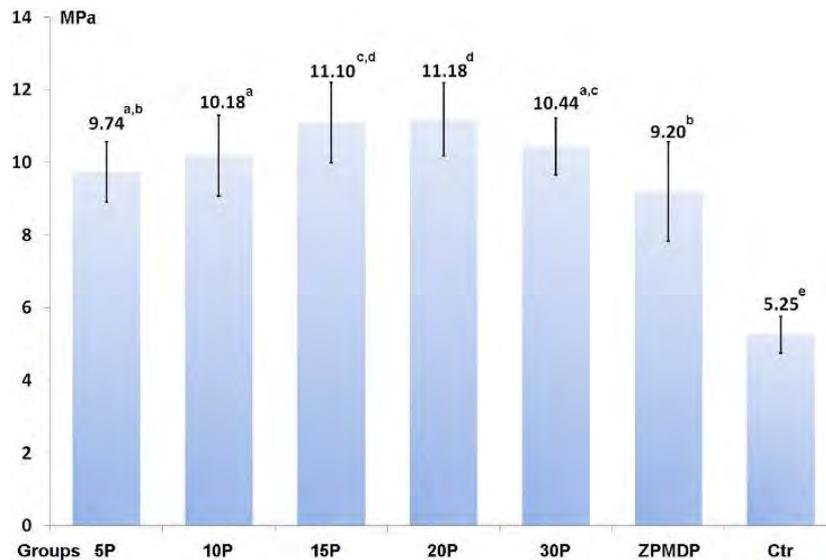


Figure 27 : Résistance aux forces de cisaillement d'échantillons d'adhésifs expérimentaux contenant différentes concentrations de PENTA, appliqués à la zircone. On remarque le plateau atteint pour les performances des adhésifs au PENTA vers 20% de concentration. On note également les performances moindres de l'adhésif au 10-MDP, dont la concentration n'est pas précisée. (Chen et al., 2016)

Les résultats obtenus par le 10-MDP et le PENTA pour la liaison à la zircone laissent penser que les monomères phosphatés constituent une solution de choix pour le collage de la zircone, de par leur adhésion chimique forte avec cette céramique.

2.3.2 Liaison aux céramiques vitreuses

Peu d'études portent sur l'affinité du 10-MDP pour les céramiques vitreuses, le traitement classique par mordantage à l'acide fluorhydrique, puis l'application d'un silane et d'un adhésif étant considérés comme une méthode de choix. Dans l'objectif d'améliorer la versatilité des adhésifs universels et de simplifier les techniques de collage, certains fabricants incluent du silane dans la composition de leurs adhésifs universels.

Les adhésifs contenant du 10-MDP utilisés seuls ne montrent pas une adhésion forte aux céramiques vitreuses, malgré leur bonne capacité à mouiller ce substrat, et ce malgré la présence de silane dans leur composition : dans l'article de Tsujimoto et al. (6) étudiant les forces d'adhésion de Scotchbond Universal et G-Premio Bond sur divers substrats, Scotchbond montre des performances inférieures à celles constatées pour le G-Premio, qui lui ne contient pas de silane.

Le silane contenu dans le Single Bond Universal (équivalent à Scotchbond Universal) ne semble pas suffisant pour assurer un joint durable pour une reconstitution à l'aide d'une céramique disilicate de lithium, performant moins bien qu'un adhésif conventionnel appliqué après un silane, et séchés séparément (18). Cette différence de performance entre les deux techniques pourrait venir de l'interférence entre le silane et le bis-GMA contenu dans le Scotchbond, qui entrave l'efficacité du silane (17).

2.3.3 Liaison aux alliages métalliques

Bien qu'en raison de leur manque d'esthétique les restaurations métalliques (amalgames, prothèses fixées) soient graduellement abandonnées, le collage du métal reste une méthode de choix lorsque l'on souhaite réaliser une contention de longue durée à la suite d'un traitement orthodontique ou parodontal, lorsque l'espace prothétiquement utilisable ne permet pas l'utilisation d'un autre matériau.



Figure 28 : Exemple de contention permanente en alliage d'or collée, post-traitement orthodontique. (Cazier, Amar (43))

Ce collage nécessite des adhésifs et colles capables de chémozpolymérisation ou de polymérisation *duale*, le métal ne pouvant être traversé par les rayonnements lumineux. De nombreux fabricants proposent des colles résine contenant des activateurs de la chémozpolymérisation à utiliser en complément des adhésifs universels, ou bien des activateurs en flacon lorsque l'on souhaite utiliser une colle d'un autre fabricant. C'est le cas notamment du Scotchbond, que l'on peut utiliser en complément d'un activateur ou de la colle RelyX, ou du Clearfil Universal Bond utilisable avec un activateur ou la colle Panavia. Le Futurabond U, dans la présentation unidose, est toujours accompagné de l'activateur de chémozpolymérisation.

Il faut en revanche considérer les différents types d'alliages afin de pouvoir utiliser un adhésif adéquat dans la situation clinique concernée. En effet, les alliages nobles (à base d'or) et non nobles ne possèdent pas les mêmes caractéristiques chimiques de surface : les alliages non-précieux présentent une couche d'oxydes qui est en proportion moindre voire absente au niveau des alliages précieux. Cette couche d'oxydes permet la liaison des monomères fonctionnels, notamment le 10-MDP.

Les alliages précieux contiennent des additifs permettant la formation d'oxydes de surface (argent, étain...), mais ceux-ci ne sont pas suffisants pour assurer une adhésion stable. Les adhésifs contenant des monomères fonctionnels supplémentaires, tels des composés soufrés (MEPS contenu dans le G-Premio Bond), permettent une liaison plus forte aux alliages nobles (6). Le G-Premio Bond contient également du 4-MET, qui améliorerait la mouillabilité des métaux (5), mais le Scotchbond Universal n'en contenant pas montre sensiblement la même capacité de mouillage des surfaces métalliques.

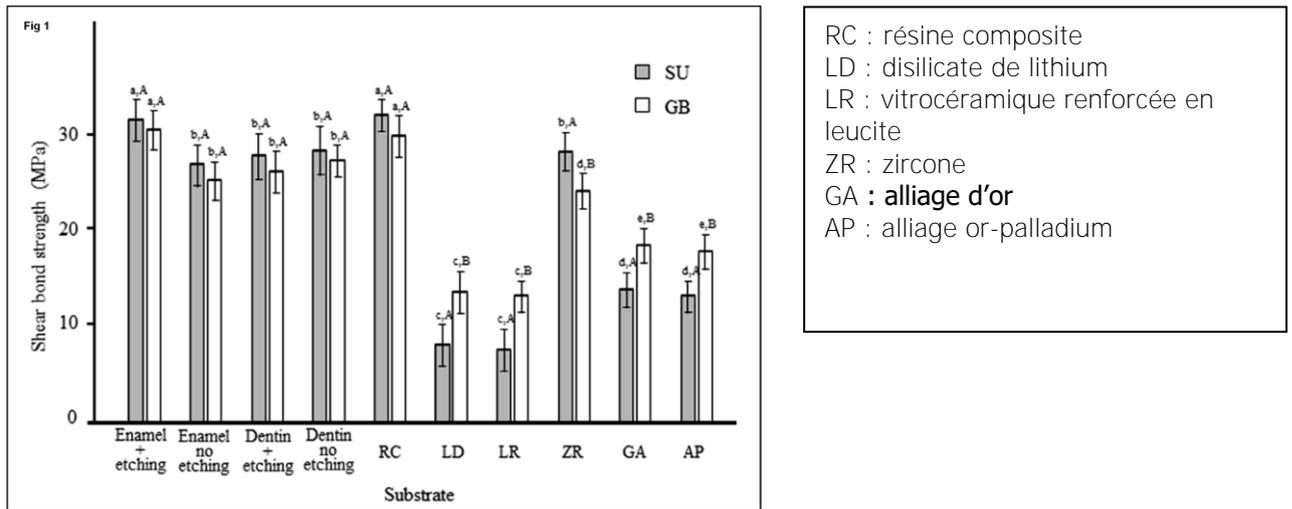


Figure 29 : Résistance aux forces de cisaillement du Scotchbond Universal (SU) et du G-Premio Bond (GB) appliqué à divers substrats ; on remarque la forte adhésion des deux adhésifs pour la zircone, la faible affinité pour les céramiques vitreuses, et les meilleures performances du G-Premio Bond contenant du 4-MET et du MEPS en ce qui concerne la liaison aux alliages nobles. (Tsujiimoto et al., 2017)

2.3.4 Collage de tenons radiculaires

Tout comme le collage des alliages métalliques, celui des tenons fibrés nécessite l'utilisation de colle et adhésif chimopolymérisables ou à prise *duale* en raison de la difficulté des rayons lumineux à pénétrer à distance dans la cavité. Comme les autres restaurations à l'aide d'un adhésif universel concernant la dentine, l'application peut être faite sur dentine légèrement humide ou sèche, préalablement mordancée à l'acide orthophosphorique ou non. Pour obtenir de bon résultats, il faut cependant bien veiller laisser d'adhésif imprégner les parois, et appliquer l'adhésif de façon active pour l'aider à y pénétrer (44).

D'après une étude de Shafiei et al. (45), l'adhésif universel All-bond Universal montrerait une force d'adhésion similaire à un adhésif MR2 (One Step Plus) et à un adhésif SAM2 (Clearfil SE Bond). Toutefois, en mode self-etch, All-Bond Universal semble tirer des bénéfices de l'élimination préalable de la boue dentinaire présente dans le canal à l'aide d'EDTA, alors que le passage d'hypochlorite de sodium NaOCl impacte négativement sa force d'adhésion, par son action protéolytique dégradant le réseau collagénique nécessaire à la création d'une couche hybride fonctionnelle.

CONCLUSION

Les adhésifs universels, par leur adaptabilité aux différentes situations cliniques, paraissent une solution de choix dans un cabinet dentaire moderne, où l'odontologie conservatrice repose de plus en plus sur le principe de collage des restaurations. Depuis leur apparition sur le marché en 2012, ils sont adoptés par un nombre croissant de praticiens.

Leur premier intérêt réside dans le choix que le praticien a pour le mode d'application, avec mordantage total, sélectif, ou sans mordantage à l'acide orthophosphorique, grâce à la présence de monomères acides capables de déminéraliser puis de se lier aux tissus dentaires. Chacun peut utiliser la méthode avec laquelle il se sent le plus à l'aise dans sa pratique ; d'après les résultats des études, le mode d'application vers lequel il faudrait tendre serait celui d'un mordantage sélectif de l'émail, augmentant la surface de contact au niveau de ce tissu tout en évitant un phénomène de sur-mordantage au niveau de la dentine, pouvant mener à une dégradation de la liaison et à l'apparition de sensibilités. Le praticien doit être guidé par l'organe dentaire et le types de pathologie, en d'autres termes l'environnement clinique global, pour le choix de la mise en œuvre.

Leur second avantage vient de leur capacité de liaison à un grand nombre de matériaux de restauration, composite, céramiques et métalliques, provenant des divers types de monomères incorporé. La capacité du 10-MDP à lier la zircone, par exemple, le rend particulièrement intéressant pour le collage de ce matériau, auquel les techniques de préparation traditionnelles des céramiques ne peuvent convenir. Tous les adhésifs universels ne sont cependant pas capables de se lier à tous les matériaux, et il convient d'étudier précisément la composition de celui que l'on souhaite utiliser afin de mettre en œuvre les protocoles appropriés.

Les adhésifs universels actuels, s'ils présentent parfois des capacités de collage un peu inférieures à celles d'adhésifs applicables en plusieurs étapes, n'en conservent pas moins une adhésion fort acceptable sur le long-terme, tant in-vitro que in-vivo.

Les propriétés de tous ces additifs étant souvent dépendante de la concentration de leurs différents composants, on peut toutefois se poser la question de l'intérêt de vouloir obtenir un produit universel, si les capacités de liaisons ne peuvent être optimales dans tous les domaines. Le praticien doit alors faire un compromis entre son confort d'utilisation et la qualité de soins, incluant le confort du patient. Si l'objectif à terme est d'obtenir un adhésif unique au sein du cabinet dentaire, on devrait pouvoir exiger de ce matériau des résultats cliniques irréprochables quelle que soit la situation. Toutefois, grâce aux recherches entreprises par les fabricants, on peut imaginer l'apparition future de nouveaux adhésifs plus performants encore que ceux présents actuellement sur le marché, sans oublier que le respect du protocole opératoire reste prioritaire.

vu, le président,



avec, le Directeur de Thèse



BIBLIOGRAPHIE

1. Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society*. 1992;**88 Suppl 1**:215-24.
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*. Déc 1955;**34(6)**:849-53.
3. Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H. A review: Biodegradation of resin–dentin bonds. *Japanese Dental Science Review*. 1 févr 2011;**47(1)**:5-12.
4. Raskin A. Les résines composites. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009-2010.
5. Etienne O, Anckenmann L. Tissus durs de la dent. In : Restaurations esthétiques en céramique collée. Editions CdP, 2016. (JPIO). P31-80
6. Tsujimoto A, Barkmeier W, Takamizawa T, Wilwerding T, Latta M, Miyazaki M. Interfacial Characteristics and Bond Durability of Universal Adhesive to Various Substrates. *Operative Dentistry*. mars 2017;**42(2)**:E59-70.
7. Degrange M., Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009-2010.
8. Suda S, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Comparison of enamel bond fatigue durability between universal adhesives and two-step self-etch adhesives: Effect of phosphoric acid pre-etching. *Dental Materials Journal*. 2018;**37(2)**:244-55.
9. Les Adhésifs Amélo-Dentinaires [Internet]. The Dentalist. 2016 [cité 17 déc 2019]. Disponible sur: <http://thedentalist.fr/les-adhesifs-amelo-dentinaires/>
10. Pelissier B, Tarridas T, Brugeaud E, Hemmi B. Les nouveaux systèmes adhésifs universels : Exemple du Peak Universal Bond. *Clinic*. 2016;**37**.
11. Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Nomura Y, et al. Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues. *Journal of Biomedical Materials Research*. janv 2002;**59(1)**:56-62.
12. Dentsply Caulk. DENTSPLY Caulk's PENTA Adhesive Monomer : A molecular structure advantage
13. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferrera M, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability—A Systematic Review. *Materials*. 2019;790.
14. Takamizawa T, Imai A, Hirokane E, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Erickson RL, et al. SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dental Materials*. 11 nov 2019;
15. Atlan A. Rôle des solvants dans les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. *Biomatériaux cliniques*. 14 sept 2017;**2(2)**:116.

16. 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. *Clinical Oral Investigations*. déc 2010;**14(6)**:699-705.
17. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. nov 2013;**110(5)**:402-7.
18. Lee H-Y, Han G-J, Chang J, Son H-H. Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2017;**42(2)**:95.
19. Yoshida K. Effect of Sulfur-Containing Primers for Noble Metals on the Bond Strength of Self-Cured Acrylic Resin. *Dentistry Journal*. 20 juin 2017;**5(2)**:22.
20. Sezinando A., Linares Serrano M., Morales Pérez V., Garcia Munõz R., Ceballos L., Perdigão J. Chemical Adhesion of Polyalkenoate-based Adhesives to Hydroxyapatite. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 23 juin 2016;**18(3)**:257-65.
21. Sezinando A., Perdigão J., Ceballos L. Long-term In Vitro Adhesion of Polyalkenoate-based Adhesives to Dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 28 août 2017;**19(4)**:305-16.
22. HEMAMOUCHE Arnaud. Intérêt des adhésifs universels dans le collage aux céramiques dentaires. -103. Th : Chirurgie dentaire : Paris Descartes: 2018: 002
23. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, et al. Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *European Journal of Oral Sciences*. juin 2017;**125(3)**:215-22.
24. Rosa WL de O da, Piva E, Silva AF da. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. juill 2015;**43(7)**:765-76.
25. Wang Y, Spencer P. Hybridization Efficiency of the Adhesive/Dentin Interface with Wet Bonding. *Journal of Dental Research*. févr 2003;**82(2)**:141-5.
26. 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. *European Journal of Oral Science*. 11 déc 2018; **00**; 1-8
27. Choi A-N, Lee J-H, Son S-A, Jung K-H, Kwon YH, Park J-K. Effect of Dentin Wetness on the Bond Strength of Universal Adhesives. *Materials*. nov 2017;**10(11)**:1224.
28. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry*. juill 2017;**62**:72-80.
29. Carvalho AA, Leite MM, Zago JKM, Nunes CABCM, Barata T de JE, Freitas GC de, et al. Influence of different application protocols of universal adhesive system on the clinical behavior of Class I and II restorations of composite resin - a randomized and double-blind controlled clinical trial. *BMC Oral Health*. 21 nov 2019;**19(1)**:252.

30. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, et al. A New Universal Simplified Adhesive: 6-Month Clinical Evaluation: A New Universal Simplified Adhesive. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. févr 2013;**25(1)**:55-69.
31. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, et al. A New Universal Simplified Adhesive: 18-Month Clinical Evaluation. *Operative Dentistry*. mars 2014;**39(2)**:113-27.
32. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *Journal of Dentistry*. sept 2015;**43(9)**:1083-92.
33. Atalay C, Ozgunaltay G, Yazici AR. Thirty-six-month clinical evaluation of different adhesive strategies of a universal adhesive. *Clinical Oral Investigations*. 30 août 2019;
34. Zanatta RF, Silva TM, Esper M, Bresciani E, Gonçalves S, Caneppele T. Bonding Performance of Simplified Adhesive Systems in Noncarious Cervical Lesions at 2-year Follow-up: A Double-blind Randomized Clinical Trial. *Operative Dentistry*. oct 2019;**44(5)**:476-87.
35. Ruschel V, Shibata S, Stolf S, Chung Y, Baratieri L, Heymann H, et al. Eighteen-month Clinical Study of Universal Adhesives in Noncarious Cervical Lesions. *Operative Dentistry*. mai 2018;**43(3)**:241-9.
36. Ruschel VC, Stolf SC, Shibata S, Chung Y, Boushell LW, Baratieri LN, et al. Three-year clinical evaluation of universal adhesives in non-carious cervical lesions. *American Journal of Dentistry*. oct 2019;**32(5)**:223-8.
37. Oz FD, Ergin E, Canatan S. Twenty-four-month clinical performance of different universal adhesives in etch-and-rinse, selective etching and self-etch application modes in NCCL - a randomized controlled clinical trial. *Journal of Applied Oral Science*. 2019;**27**
38. Lopes L, Calazans F, Hidalgo R, Buitrago L, Gutierrez F, Reis A, et al. Six-month Follow-up of Cervical Composite Restorations Placed With a New Universal Adhesive System: A Randomized Clinical Trial. *Operative Dentistry*. 5 juill 2016;**41(5)**:465-80.
39. Zhou L, Wang Y, Yang H, Guo J, Tay FR, Huang C. Effect of chemical interaction on the bonding strengths of self-etching adhesives to deproteinised dentine. *Journal of Dentistry*. août 2015;**43(8)**:973-80.
40. Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Scientific Reports*. avr 2017;**7(1)**.
41. de Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. oct 2014;**112(4)**:895-902.
42. Chen Y, Tay FR, Lu Z, Chen C, Qian M, Zhang H, et al. Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate - an alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia. *Scientific Reports*. déc 2016;**6(1)**:39542.

43. Cazier S., Amar J. Procédures de collage au métal : exemple de l'assemblage d'une attelle coulée en alliage noble. *Alternatives*.2005;**27**:13-22
44. Gruber YL, Bakaus TE, Gomes OMM, Reis A, Gomes GM. Effect of Dentin Moisture and Application Mode of Universal Adhesives on the Adhesion of Glass Fiber Posts to Root Canal. *Journal of Adhesive Dentistry*. 21 sept 2017;**19(5)**:385-393
45. Shafiei F, Mohammadparast P, Jowkar Z. Adhesion performance of a universal adhesive in the root canal: Effect of etch-and-rinse vs. self-etch mode. *PLoS ONE*. 9 avr 2018;**13(4)**.

ANNEXES

Annexe 1 : Composants et indications des adhésifs universels disponibles sur le marché, obtenus à partir de la bibliographie et des données fournies par les fabricants

Adhésif	Type de prise	Monomère(s) fonctionnel(s)	Autres	Restaurations directes	Restaurations indirectes
<i>Adhese Universal (Ivoclar Vivadent)</i> pH = 2,5 – 3,0	Photopolymérisation	MDP, HEMA, MCAP	Bis-GMA, D3MA, Silice, camphorquinone (initiateur), éthanol, eau, stabilisateurs	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux-moignons Désensibilisation au collet Scellement dentinaire Réparation restaurations composite 	<ul style="list-style-type: none"> Collage vitrocéramiques
<i>Allbond Universal (Bisco)</i> pH = 3,2	Photopolymérisation (L'utilisation avec des colles duales ou chétopolymérisables est possible, mais le fabricant recommande la photopolymérisation pour une meilleure adhésion)	MDP, HEMA	Bis-GMA, éthanol, eau, initiateurs	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux moignons Désensibilisation au collet Scellement dentinaire Vernis ciments verres ionomères Collage tenons endodontiques Collage sealants Réparation restaurations composite 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Zircone Collage Alumine Collage métal Collage vitrocéramiques Réparation restaurations céramique Collage brackets orthodontiques

<p><i>Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake) pH = 2,3</i></p>	<p>Photopolymérisables ou, Dual avec l'ajout de Clearfil Dual Cure Activator ou utilisés avec colles PANAVIA</p>	<p>MDP, HEMA, Monomère d'amide hydrophile</p>	<p>Bis-GMA, Silice colloïdale, Silane, NaF Camphorquinone (initiateur), Ethanol, eau</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites • Faux moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Collage tenons endodontiques • Réparation restaurations composite 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircone • Collage alumine • Collage vitrocéramique • Réparation restaurations Céramique • Réparation restaurations Zircone • Réparation restaurations Métal
<p><i>Futurabond M+ (Voco) pH = 2</i></p>	<p>Photopolymérisable Ou Dual avec l'ajout de l'activateur Futurabond M+ Dual Cure Activator</p>	<p>HEMA Monomères adhésifs acides</p>	<p>Monomères <i>cross-linkers</i>, catalyseurs, camphorquinone (initiateur), BHT (stabilisateur), éthanol, eau</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites/Compomères • Faux moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Vernis ciments verres ionomères • Collage tenons endodontiques • Réparation restaurations composites, compomères 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircone • Collage Alumine • Collage Métal • Collage Vitrocéramique • Réparation restaurations Vitrocéramique
<p><i>Futurabond U (Voco) pH = 2,3</i></p>	<p>Dual</p>	<p>HEMA Monomères adhésifs acides</p>	<p>Bis-GMA, HEDMA, UDMA, catalyseurs, silice, éthanol</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites/Compomères • Faux moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Vernis ciments verres ionomères • Collage tenons endodontiques • Réparation restaurations composite 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircone • Collage Alumine • Collage Métal • Collage Vitrocéramique • Réparation restaurations Vitrocéramique

<p>GLUMA Bond Universal (Kulzer) pH non précisé</p>	<p>Photopolymérisable (compatible avec des résines duales ou chémpolymérisables)</p>	<p>4-META</p>	<p>UDMA, acétone</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites/Compomères • Faux-moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Collage sealants • Collage tenons • Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircon • Collage Alumine • Collage métal • Collage • Vitrocéramique • Réparation restaurations métal, Vitrocéramique
<p>G-Premio Bond (GC) pH = 1,5</p>	<p>Photopolymérisable (Utilisation possible avec la colle duale G- CEM LinkForce)</p>	<p>MDP, 4-MET (= 4-META + H₂O), MEPS (MDTP : methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate)</p>	<p>Résines diméthacrylate, initiateurs, charges, acétone, eau</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites/Compomères • Faux moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Réparation restaurations composite 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircon • Collage Alumine • Collage • Vitrocéramique • Réparation restaurations Zircon, Alumine, Métal, vitrocéramique (avec un silane)
<p>iBond Universal (Kulzer) pH non précisé</p>	<p>Photopolymérisable (compatible avec des colles duales ou chémpolymérisables)</p>	<p>4-META</p>	<p>Acétone, eau</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Composites/Compomères • Faux moignons • Désensibilisation au collet • Scellement dentinaire • Collage sealants • Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> • Collage Zircon • Collage alumine • Collage métal • Collage • Vitrocéramique • Réparation restaurations Zircon, Alumine, Métal, Vitrocéramique

<i>Iperbond Ultra (Itena Clinical)</i> <i>pH non précisé</i>	Photopolymérisable	HEMA	UDMA, photo-initiateurs, éthanol, eau	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Scellement dentinaire Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Métal, Vitrocéramique
<i>One Coat 7 Universal (Coltene)</i> <i>pH non précisé</i>	Photopolymérisable	HEMA	Métacrylates, Photo-initiateurs, éthanol, eau	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Scellement dentinaire Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Zircone Collage Alumine Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Métal
<i>Optibond Universal (Kerr)</i> <i>pH = 2,4</i>	Photopolymérisable (utilisation possible avec résine de collage chémodopolymérisable NX3)	GPDM, HEMA	GDMA, acétone, éthanol, eau	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux moignons Scellement dentinaire Collage tenons endodontiques Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Zircone Collage Alumine Collage métal Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Métal
<i>Prime&Bond Active (Dentsply Sirona)</i> <i>pH = 2,5</i>	Photopolymérisable (ou Dual avec Dentsply Sirona Self Cure Activator ou résine de collage Calibra Ceram)	MDP, PENTA	Acrylate multi-fonctionnelle, acrylate bifonctionnelle, isopropanol, eau, initiateur, stabilisateurs	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux moignons Désensibilisation au collet Scellement dentinaire Collage tenons endodontiques (avec Calibra Ceram) Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Zircone Collage alumine Collage métal Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Vitrocéramique

<i>Prime&Bond Elect (Dentsply Sirona) pH = 2,5</i>	Photopolymérisable (ou Dual avec Dentsply Sirone Self Cure Activator)	PENTA	Résines di et triméthacrylates, diketone, oxyde de phosphine organique, stabilisateurs, Hydrofluorure de cétylamine, acétone, eau	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux moignons Scellement dentinaire Collage tenons endodontiques Réparation restaurations composite, amalgame (avec Amalgam Bonding Base) 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Métal, Vitrocéramique
<i>Scotchbond Universal (3M) pH = 2,7</i>	Photopolymérisable (ou Dual lors de l'ajout de Scotchbond Dual Cure Activator ou utilisé avec colle RelyX)	MDP HEMA Copolymère Vitrebond	Bis-GMA, résines diméthacrylates, charges, éthanol, eau, initiateurs, silane	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères Faux moignons Désensibilisation au collet Scellement dentinaire Collage sealants Vernis ciments verres ionomères Collage tenons endodontiques Réparation restaurations composite, amalgame 	<ul style="list-style-type: none"> Collage Zircone Collage Alumine Collage Métal Collage Vitrocéramique Réparation restaurations Zircone, Alumine, Métal
<i>Xeno Select (Dentsply Sirona) Ph < 2</i>	Photopolymérisable	Résine acrylique	Résine acrylique bifonctionnelle, ester d'acide phosphorique fonctionnalisé, initiateur, stabilisateurs, ter-butanol, eau	<ul style="list-style-type: none"> Composites/Compomères 	

MDP : 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate ; Bis-GMA : bisphenol A glycidyl methacrylate ; HEDMA : 1,6-hexanediol dimethacrylate ; HEMA : 2-hydroxyethyl methacrylate ; PENTA : dipentaerythrinol penta acrylate monophosphate ; MCAP : methacrylated carboxylic acid polymer ; D3MA : decandiol dimethacrylate ; 4-MET : 4-methacryloyloxyethyl trimellitate ; MEPS : methacryloyloxyalkyl thiophosphate methylmethacrylate ; BHT : butylated hydroxytoluene ; TEGDMA : triethyleneglycol dimethacrylate ; GDMA : glycerol dimethacrylate ; GPDM : glycerol dimethacrylate dihydrogen phosphate ; UDMA : urethane diméthacrylate

Annexe 2 : Grille des critères **d'évaluation FDI modifiés**

	<i>Propriétés esthétiques</i>	<i>Propriétés fonctionnelles</i>	<i>Propriétés biologiques</i>		
	1. Coloration marginale	2. Fractures et rétention	3. Adaptation marginale	4. (Hyper) sensibilité post-opératoire	5. Reprise de carie
<i>1. Cliniquement très bon</i>	1.1 Pas de coloration marginale	2.1 Restauration en place, pas de fracture ni de fêlure	3.1 Contour harmonieux, pas de lacune, pas de coloration	4.1 Pas d'hyper- sensibilité	5.1 Pas de carie
<i>2. Cliniquement bon (très bon après rectification, polissage)</i>	1.2 Coloration marginale faible, éliminable par polissage	2.2 Micro-fêlure	3.2.1 Lacune marginale (50µm) 3.2.2 Petite fracture du joint, rectifiable par polissage	4.2 Hypersensibilité faible pour un temps limité	5.2 Déminéralisation de faible étendue, très localisée. Pas de traitement invasif nécessaire.
<i>3. Cliniquement suffisant /satisfaisant (petits défauts sans effet adverse, pas corrigeable sans abimer la dent)</i>	1.3 Coloration marginale modérée, pas inacceptable esthétiquement	2.3 Deux ou plus fêlures et/ou éclat (sans endommager l'adaptation marginale)	3.3.1 Lacune <150µm non rectifiable 3.3.2 Plusieurs petites fractures amélaire ou dentinaires	4.3.1 Sensibilité prématurée/légèrement plus intense 4.3.2 Sensibilité retardée, faible ; pas de plainte du patient, pas de traitement nécessaire	5.3 Aire de déminéralisation plus étendue, seuls des mesures préventives sont nécessaires (dentine non exposée)
<i>4. Cliniquement insatisfaisant (à réparer pour des raisons prophylactiques)</i>	1.4 Coloration marginale prononcée, intervention profonde nécessaire pour amélioration	2.4 Eclats avec dommages à la qualité de l'adaptation marginale ; fracture du matériau de restauration avec ou non perte partielle de la restauration (moins de la moitié)	3.4.1 Lacune >250µm ou dentine exposée 3.4.2 Eclat endommageant le bord marginal 3.4.4 Fracture notable du pan amélaire ou dentinaire	4.4.1 Sensibilité prématurée/très intense 4.4.2 Sensibilité très retardée/faible avec plainte du patient 4.4.3 Sensibilité négative, intervention nécessaire pas le remplacement	5.4 Caries avec cavitation (localisées et accessibles, réparation possible)

<i>5. Cliniquement mauvais (remplacement nécessaire)</i>	1.5 Coloration marginale en profondeur, pas accessible sans déposer la restauration	2.5 Perte partielle ou totale de la restauration	3.5 Restauration en place mais mobile	4.5 Sensibilité très intense, pulpite ou nécrose. Traitement endodontique et remplacement de la restauration nécessaires	5.5 Reprise de carie en profondeur ou exposition dentinaire, pas accessible sans déposer la restauration
--	---	--	---------------------------------------	--	--

Annexe 3 : Grille des critères d'évaluation UDPHS modifiés

	<i>Coloration marginale</i>	<i>Rétention</i>	<i>Fracture</i>	<i>Adaptation marginale</i>	<i>Sensibilités post-opératoires</i>	<i>Reprise de carie</i>
Alpha	Pas de coloration marginale	Restauration en place	Aucune	Restauration en continuité de l'anatomie de la dent	Pas de sensibilité post-opératoire, ni immédiate ni durant toute la durée de l'étude	Pas d'évidence de carie au niveau de la limite marginale de la restauration
Bravo	Légère coloration superficielle, éliminable au polissage	Restauration partielle	Petit éclat, cliniquement acceptable	Défaut en V au niveau de l'émail seulement, détectable à la sonde	--	--
Charlie	Coloration en profondeur, non éliminable au polissage	Restauration absente	Echec dû à une fracture de la restauration	Défaut en V intéressant la jonction amélo-dentinaire	Sensibilité présente, à quelque moment que ce soit au cours de l'étude	Evidence de la présence de caries

MEREDITH Claire

2020 TOU3 3009

LE POINT SUR LES ADHESIFS UNIVERSELS EN 2020

RESUME EN FRANÇAIS :

Les adhésifs universels séduisent toujours plus de praticiens par leur adaptabilité à de nombreuses situations cliniques, qui permettent théoriquement de les ériger comme adhésifs uniques au cabinet dentaire. Nous allons dans ce travail revenir sur les principes du collage, et étudier les caractéristiques démontrées par les adhésifs universels, tant dans leur adhésion aux tissus dentaires qu'aux matériaux de restauration, en fonction de leur composition et de leur mode d'application.

TITRE EN ANGLAIS : Update on Universal Adhesives in 2020

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : Adhésif universel, Collage, Prothèse, Adhésion, Monomères fonctionnels, Biomatériaux, Zircon, Céramique, Composite, Alliages métalliques

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire
3 chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Dr Sabine JONJOT