Le collage en orthodontie : données actuelles

Victor Greset

▶ **To cite this version:**

Victor Greset. Le collage en orthodontie : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2013. hal-01738800

HAL Id: hal-01738800
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738800

Submitted on 20 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADÉMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2013 N°6032

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Victor GRESET

Né le 25 mars 1983 à Besançon (Doubs)

LE COLLAGE EN ORTHODONTIE : DONNÉES ACTUELLES

Thèse présentée et soutenue publiquement le 18 janvier 2013

Examinateurs de la thèse :

Pr. LOUIS Jean-Paul	Professeur des Universités	Président
Dr. MORTIER Éric	Maître de Conférence des Universités	Directeur
Dr. CLEMENT Céline	Maître de Conférence des Universités	Juge
Dr. PY Catherine	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie
Collégium Santé

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mme Mlle	**DROZ Dominique (Desprez)** PREVOST Jacques JAGER Stéphanie JULHIEN-COSTER Charlotte LUCAS Cécile		Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle M.	**FILLEUL Marie Pierryle** GEORGE Olivier BLAISE Claire EGLOFF Benoît		Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. M.	**CLEMENT Céline** JANOT Francis CAMELOT Frédéric		Maître de Conférences* Professeur Contractuel Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle M.	**AMBROSINI Pascal** BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter JOSEPH David		Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistante Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. M. Mme	**BRAVETTI Pierre** ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET Julie		Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	**WESTPHAL Alain** MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo		Maître de Conférences* Professeur des Universités* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. Mlle M.	**ENGELS-DEUTSCH Marc** AMORY Christophe MORTIER Eric BALTHAZARD Rémy PECHOUX Sophie VINCENT Marin		Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant* Assistante Assistant
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. Mlle M. M. Mlle Mlle	**DE MARCH Pascal** LOUIS Jean-Paul ARCHIEN Claude SCHOUVER Jacques CORNE Pascale LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles MONDON-MARQUES Hélène RIFFAULT-EGUETHER Amélie		Maître de Conférences Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistant Assistant Assistante Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	**STRAZIELLE Catherine** RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)		Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée

souligné : ***responsable de la sous-section*** * temps plein

Mis à jour le 01.10.2012

Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.

REMERCIEMENTS

A NOTRE PRÉSIDENT ET JUGE,

Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS,

Officier des Palmes Académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'État en Odontologie
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier, CHU de Nancy
Président Honoraire et Secrétaire perpétuel de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
Membre de l'Académie Lorraine des Sciences
Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse, nous tenions à vous assurer ici de notre sincère gratitude.

Tout au long de nos études, vous nous avez appris la rigueur dans le travail, grâce à votre grand sens de la pédagogie et de la qualité de vos enseignements, nous avons pu apprécier votre disponibilité et vos précieux conseils.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre vive reconnaissance et de notre profond respect.

A NOTRE DIRECTEUR ET JUGE,

Monsieur le Docteur Éric MORTIER,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy
Maître de Conférence des Universités - Praticien Hospitalier, CHU de Nancy
Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger notre travail.

Vous avez su donner à chacun de vos enseignements un grand attrait, une dimension clinique très appréciable et vos conseils ont toujours été d'une grande pertinence.

Permettez-nous de vous exprimer aujourd'hui toute notre admiration et notre gratitude.

A NOTRE JUGE,

Madame le Docteur Céline CLÉMENT

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université de Lorraine
Assesseur en charge de la pédagogie
Maître de Conférence des Universités - Praticien Hospitalier, CHU de Nancy
Responsable de la Sous-section : Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie légale

Vous nous faites le grand honneur de juger notre travail,

Vous nous avez toujours soutenus en vantant nos ambitions et nos qualités,

Notre gratitude, notre considération et notre profond respect vous sont éternelles.

A NOTRE JUGE,

Madame le Docteur Catherine PY,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale
Ancien Assistant Hospitalier Universitaire

Vous nous avez fait l'honneur de bien vouloir prendre part à notre jury.

Nous vous remercions votre dévouement, votre sympathie et votre pédagogie tout au long de nos études.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre estime et de notre sincère reconnaissance.

Nous voulons également exprimer ici toute notre amitié et notre admiration.

LE COLLAGE EN ORTHODONTIE : DONNÉES ACTUELLES

SOMMAIRE

ABRÉVIATIONS **7**

INTRODUCTION **9**

PARTIE I Les substrats **14**

Introduction **15**

Le biofilm salivaire **15**

Collage sur substrats naturels **16**

Spécificité de l'émail 16

Constitution *16*

Mode d'adhésion *17*

Préparation de la surface amélaire *17*

Nettoyage initial de la surface amélaire 17

Traitement de la surface amélaire 17

Mordançage à l'acide 18
Sablage amélaire 22
Préparation de la surface amélaire au laser 23

Spécificité de la dentine 24

Constitution *24*

Mode d'adhésion *25*

Préparation de la surface dentinaire *25*

Collage sur substrats non naturels **26**

Collage sur la céramique 26

Collage sur de la résine ou sur de la résine composite 29

Collage sur l'acier et sur alliages non précieux 29

Collage sur l'or et les métaux précieux 31

Collage sur l'amalgame 32

Tableau récapitulatif de la préparation de la surface des différents substrats **33**

PARTIE II Les matériaux d'assemblage **37**

Introduction **38**

Les différentes interactions **38**

Théorie mécanique 38

Théorie chimique 38

Théorie physique ou thermodynamique 38

Les résines composites **39**

Composition et structure chimique 39

Phase organique *39*

Résine matricielle : monomères ou oligomères 40
Bis-GMA 40
Diuréthanes 41

Diluants ou contrôleurs de viscosité 41

Inhibiteurs de prise 42
Dérivés du phénol 42
Oxygène 42

Agents de polymérisation 43
Polymérisation chimique ou chémopolymérisation ou autopolymérisation 44
Photopolymérisation 45

Phase inorganique *46*

Nature, taille et propriétés des charges 47
Les charges minérales 47
Les charges organiques et organo-minérales 47
Taille des charges 48
Propriétés des charges 48

Morphologie 48

Taux de charge 49

Agent de couplage (silane) *49*

Composites de collage 49

Composites ou colles sans potentiel adhésif *49*

Composites ou colles auto-adhésives *50*

Réaction de prise 50

Résine « 4 META » **52**

Résine « méthyle diphosphate » **53**

Ciments verres ionomères (CVI) **53**

Introduction 53

Composition des CVI traditionnels 54

La poudre *55*

Le liquide *55*

Composition des CVIMAR 56

La poudre *56*

Le liquide *56*

Réaction de prise 57

CVI traditionnels *57*

Les différentes phases *58*

La phase de relargage ionique ou de dissolution 58

La phase de l'hydrogel matriciel ou phase de gélification 58

La phase du polysel gélifié ou phase de durcissement 59

CVIMAR *59*

Résines adhésives ou adhésifs **60**

Composition chimique 60

Résine matricielle : monomères ou oligomères *61*

Autres composants *61*

Principe d'action, protocole et approche rationnelle 62

Les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R) *65*

Les systèmes en trois temps (M&R 3) 65

Le mordançage 65

Le primaire d'adhésion 66

La résine adhésive 66

Les systèmes en deux temps (M&R 2) 66

Les systèmes auto-mordançants (SAM) *67*

Les systèmes auto-mordançants en deux temps (SAM 2) 68

Les systèmes auto-mordançants en un temps (SAM 1) 68

PARTIE III Présentation et protocoles cliniques des systèmes de collage utilisées en orthodontie 69

Les colles composites 70

Les colles hydrophobes 70

Polymérisation chimique 70

Les systèmes pâte-pâte 70
Mode d'application 71
Avantages liés au mode de prise 71
Inconvénients liés au mode de prise 71

Les systèmes pâte-activateur, ou colles dites de «contact» 71
Mode d'application 72
Avantages 72
Inconvénients 72

Polymérisation photochimique ou photopolymérisation 72
Protocole clinique 72
Avantages 73
Inconvénients 73
Paramètres d'influence 73

Avantages et inconvénients des colles hydrophobes 74
Avantages 74
Inconvénients 74

Les colles hydrophiles 75

Protocole clinique 75

Avantages et inconvénients 76
Avantages 76
Inconvénients 76

Les colles auto-mordançantes 76

Protocole clinique 77

Avantages et inconvénients 78
Avantages 78
Inconvénients 78

Les colles auto-adhésives 79

Protocole clinique 80

Avantages et inconvénients 81
Avantages 81
Inconvénients 82

Les ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine (CVIMAR) 82

Protocole clinique.....83

Avantages et inconvénients 83

CVIMAR en association avec un adhésif automordançant.....84

Protocole clinique.....84

Avantages et inconvénients 84

Autres matériaux d'assemblage 85

Tableau récapitulatif du protocole clinique des différents produits d'assemblage rencontrés en orthodontie 86

Tableau non exhaustif, des systèmes adhésifs et colles composites associés...89

PARTIE IV Cas cliniques : exemples de collage orhodontique.....91

Collage à l'aide d'une colle composite chémopolymérisable 92

Collage à l'aide d'une colle photopolymérisable 94

CONCLUSION.....97

LISTE DES FIGURES et tableaux 100

Liste des figures.....101

Liste des tableaux 103

BIBLIOGRAPHIE 104

ABRÉVIATIONS

4-META : 4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydride

A : amorceur

Afssa : agence française de sécurité sanitaire des aliments

Afssaps : agence française de sécurité sanitaire des produits de santé

Al^{3+} : ion aluminum

Al_2O_3 : alumine

AlF_3 : trifluorure d'aluminium

$AlPO_4$: phosphate d'alumine

bis-EMA : diméthacrylate d'oxyde éthylène de bisphénol A

bis-GMA : diméthacrylate glycidique de bisphénol A

bis-MA ou bis-DMA : diméthacrylate de bisphénol A

bis-PMA : Poly méthacrylate de bisphénol A

Ca^{2+} : ion calcium

CaF_2 : fluorure de calcium

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CVI : ciment verre ionomère

CVIMAR : ciment verre ionomère modifié par adjonction ou addition de résine

DEGMA : diméthacrylate de diéthylène glycol

DMAEMA : N, N-diméthyl aminoéthyl méthacrylate

F^- : ion fluor

FAS : particule d'alumino fluoro silicates de verre

H^- : ion hydronium

H_3PO_4 : acide orthophosphorique ou acide phosphorique

I : initiateur

I* : initiateur activé ou radical libre

InVS : institut de veille sanitaire

LED : diode électroluminescente

M : monomère

M* : monomère activé

M&R : mordançage et rinçage

MDP : méthyle diphosphate ou MDP-10 Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate

MMA : méthacrylate de méthyle

Na^+ : ion sodium

Na_3AlF : cryolithe

nm : nanomètre

O_2 : oxygène

pH : potentiel hydrogène, représente la mesure de l'alcalinité

$RCOO^-$ ou COO^- ion carboxylate

RCOOH ou COOH : groupement carboxyle

SAM : système auto-mordançant ou adhésif auto-mordançant

SiO_2 : dioxyde de silice

TEGDMA : diméthacrylate de triéthylène glycol

UDMA : diméthacrylate d'uréthane

UV : ultraviolet

µm : micromètre

INTRODUCTION

Le collage aux tissus dentaires n'est plus un phénomène de mode mais un acte quotidien de la dentisterie de ce nouveau millénaire. Nous utilisons le collage dans de nombreux cas, aussi bien en odontologie conservatrice, en réhabilitation prothétique, ou encore en orthodontie. Les matériaux de collage doivent présenter des propriétés différentes en fonction de leur utilisation clinique.

Le terme « colle » est défini selon le *Deutsches Institut für Normung* (DIN, organisme allemand de normalisation) comme une « matière non métallique capable d'assembler des pièces par adhésion de surface et cohésion interne » (DIN 16 920).

Un partenariat entre l'association française de normalisation (Afnor), l'association dentaire française (ADF), et le Laboratoire national de métrologie et d'essais (LNE) a été mis en place pour la normalisation des produits et matériels dentaires.

Le collage est une composante majeure de notre arsenal thérapeutique. L'orthodontiste, comme l'odontologiste, est amené à assembler différents matériaux sur de nombreux substrats (émail, dentine, céramique, résine, acier, amalgame, or...) de façon routinière, notamment chez l'adulte. Cela pose alors potentiellement des problèmes techniques, qui trouvent leurs solutions dans des protocoles techniques adaptés et spécifiques.

Newman (Newman, 1965) a proposé, pour la première fois, le collage direct des brackets orthodontiques à l'aide d'une résine époxy, en remplacement des systèmes de scellement des bagues. Le collage des brackets est devenu depuis, un acte quotidien en orthodontie.

La maîtrise de cette étape clinique est un maillon clé de la chaîne technique nécessaire à la fiabilité de l'outil multiattache. Les performances de ce collage participent au bon déroulement du traitement et conditionnent l'organisation du cabinet.

L'assemblage collé en orthodontie est constitué de trois composants :

- le substrat (émail, métal, céramique...) ;
- la colle ;
- le bracket.

Ces trois composants définissent deux interfaces, colle/substrat et l'interface colle/bracket. C'est l'étude de ces deux interfaces et de la qualité des colles qui nous permet d'optimiser les performances du collage.

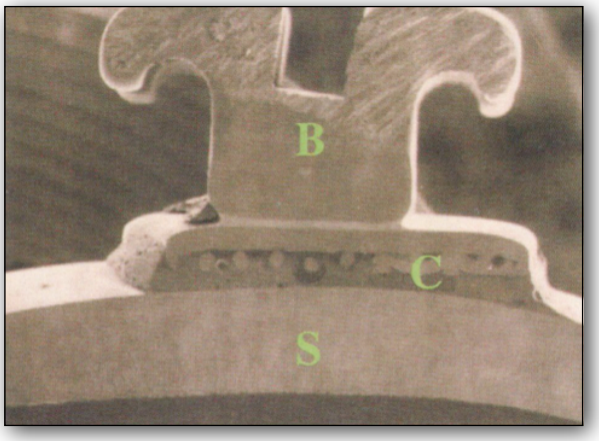


Figure 1 : coupe longitudinale d'un assemblage collé (bracket / colle / substrat). C : Colle, B : Brackets, S : Substrat (Hitmi et coll., 2002)

La qualité de l'interface colle/substrat dépend de la nature et des propriétés de la colle comme de la nature et du traitement de la surface du substrat et est directement praticien dépendant. La qualité de l'interface colle/bracket dépend également de la nature et des propriétés de la colle, mais aussi et surtout de la nature et du traitement de la base du bracket qui est globalement assumé par le fabricant.

Les systèmes de collage en orthodontie doivent répondre à un cahier des charges. Ils doivent donc présenter un certain nombre de propriétés générales liées à leur utilisation dans le milieu buccal et un certain nombre de propriétés spécifiques liées à leur utilisation en orthodontie (Hitmi, 2012 ; Hitmi *et coll.*, 2002).

Comme tout matériau introduit dans la cavité buccale, les systèmes de collage orthodontiques doivent présenter différentes propriétés générales :

- une résistance aux agressions chimiques et physico-chimiques du milieu buccal (variations du pH et de la température liées au régime alimentaire) ;

- une résistance à la solubilité à cause de la présence permanente de fluides dans le milieu buccal ;

- une bonne biocompatibilité et, mieux si possible, une bioactivité par libération de produits bactériostatiques.

Tout système de collage en orthodontie doit présenter du fait de son utilisation spécifique :

- une adhésion suffisante pendant toute la durée du traitement pour éviter le décollement des brackets ;

- une bonne étanchéité immédiate, mais qui doit aussi être pérenne dans le temps pour éviter tout problème de taches de déminéralisation ou de lésions carieuses sous la colle ;

- des propriétés mécaniques suffisantes pour résister aux contraintes liées au traitement, aux fonctions et aux parafonctions ; ces propriétés mécaniques ne doivent pas être excessives pour faciliter la dépose des attaches sans altération tissulaire ;

- le respect de l'intégrité tissulaire ;

- un temps de travail suffisant pour permettre le multicollage des brackets ;

- une élimination aisée des excès pour les résines composites colorées avant polymérisation ;

- une dépose facile des attaches sans dommage pour la surface amélaire ;

- un nettoyage aisé de la colle après la dépose des attaches ;

- une certaine tolérance à la manipulation dans un milieu où une contamination humide ou salivaire accidentelle est possible.

Malheureusement, il n'existe aucun système de collage qui réponde à l'ensemble de ce cahier des charges. C'est pourquoi l'orthodontiste est conduit à faire un choix entre les différents systèmes de collage.

Ce choix doit se faire par une analyse précise de la situation clinique à travers différents critères (Decrucq *et coll.*, 2009) :

- nature du substrat (émail, céramique, alliages métalliques précieux et non précieux, polycarbonate, composite, amalgame) ;

- qualité du substrat (anomalies de structure des tissus dentaires, susceptibilité à la carie) ;

- situation de la dent (dent incluse) ;

- forces délivrées par le dispositif orthodontique (arc continu, force extra-orale...) ;

- type de collage (collage direct ou indirect) ;

- travail à quatre mains ou non.

Cette thèse s'articule donc en plusieurs parties : nous ferons tout d'abord une présentation des différents substrats rencontrés, puis nous aborderons ensuite les différents matériaux de collage et systèmes de collage mis à notre disposition en odontologie, dans une troisième partie plus pratique, nous présenterons les différents protocoles cliniques des systèmes de collage utilisés en orthodontie, et enfin, dans une dernière partie plusieurs cas cliniques seront présentés pour illustrer le sujet.

PARTIE I
LES SUBSTRATS

1.Introduction

La plupart des collages se font sur l'émail sain de patients jeunes. Chez l'adulte, la denture a évolué, elle a une histoire. Non seulement les tissus ont subi une maturation, mais à l'agression du temps s'ajoutent des pathologies ayant nécessité des prises en charge thérapeutiques, qui vont de la restauration par amalgame ou composite à la restauration prothétique. La présence de prothèses utilisant différents matériaux de reconstruction complique le collage des attaches orthodontiques. Les surfaces de collage peuvent être multiples. L'orthodontiste est appelé à coller sur l'émail sain, la dentine, la céramique, la résine, l'acier, l'amalgame, l'or ou d'autres métaux précieux.

Les orthodontistes furent les pionniers du collage amélaire. La dentisterie adhésive a ensuite mis au point des protocoles adaptés aux autres surfaces de collage avec une adhérence suffisante et nécessaire pour une bonne tenue durant un traitement orthodontique (Sorel *et coll.*, 2009).

2.Le biofilm salivaire

(Swartz, 2008)

L'émail, comme toutes les autres surfaces dans la bouche, est recouvert, en temps normal, par un biofilm. Cette pellicule est composée d'une couche amorphe de glycoprotéïnes et de polysaccharides qui est déposée instantanément par la salive sur l'émail et sur tout autre matériau dans la cavité buccale : céramique, métaux, composites, résine. La pellicule, faiblement attachée à l'émail sous-jacent, fait environ 5 microns d'épaisseur. Elle s'élimine facilement par ponçage prophylactique avant le collage. Elle peut être également éliminée par les acides (acides phosphorique, citrique, polyacrylique). Il est essentiel d'éliminer cette pellicule afin d'exposer la surface amélaire sous-jacente et d'obtenir une liaison avec l'émail puisque la pellicule possède une énergie de surface élevée, qu'elle est amorphe, faiblement attachée et, par conséquent, empêche l'adhésion des colles.

La salive, au contact de l'émail, dépose instantanément ce biofilm qu'un simple rinçage à l'eau ne réussit pas à enlever (Silverstone *et coll.*, 1985). Alors que beaucoup d'études se sont penchées sur le contrôle de l'humidité et sur la contamination par l'humidité, la barrière physique que constitue cette pellicule a une influence autrement plus grande que celle de l'eau ou de l'humidité, surtout en présence de résines hydrophiles.

Il est essentiel d'empêcher ce biofilm de se déposer à la surface amélaire mordancée si l'on veut obtenir une union durable avec l'émail. La formation presque instantanée de cette pellicule peut très rapidement boucher les microporosités créées par le mordançage et faire obstacle à la pénétration de la résine.

3.Collage sur substrats naturels

Les deux tissus constituant la dent, l'émail et la dentine, sont assez différents quant à leur composition chimique et leurs propriétés physiques. L'émail est un tissu dur et cassant, alors que la dentine est souple et plus tendre. Cette dualité tissulaire confère à la dent une résistance mécanique très importante, cependant elle complique les processus d'adhésion (Guastalla *et coll.*, 2005).

3.1.Spécificité de l'émail

3.1.1.Constitution

L'émail est le tissu le plus minéralisé du corps humain. Pour 96 % son poids est constitué de matière minérale, et les 4 % du poids restant sont de l'eau et un peu de matière organique. La matière minérale s'organise en long cristaux d'hydroxyapatite. Ces cristaux sont regroupés en faisceaux de prismes hexagonaux qui ont un diamètre de 4-8 µm. Au sein des prismes, les cristaux d'hydroxyapatite sont orientés parallèlement au grand axe du faisceau, et selon une orientation différente au sein de la substance interprismatique. Cette substance interprismatique permet la cohésion des prismes entre eux. Les prismes prennent leur origine à la jonction amélodentinaire et rejoignent la surface de la couronne. La matrice organique est constituée de glycoprotéines et de polysaccharides.

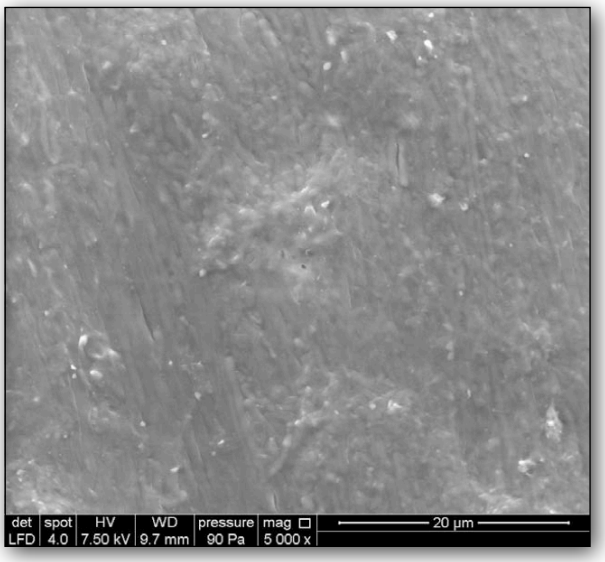


Figure 2 : surface amélaire, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)

3.1.2.Mode d'adhésion

C'est Buonocore (Buonocore, 1955) qui le premier mit en évidence qu'un acide pouvait altérer la surface de l'émail dentaire et permettre un collage par une résine. La dissolution plus importante du cœur des prismes va en effet créer un microrelief à la surface de l'émail. Une résine peut ensuite s'infiltrer dans ces anfractuosités créées et assurer une adhésion par micro-clavetage mécanique. Le mécanisme d'adhésion est inchangé depuis sa mise en évidence dans les années 1950. Le protocole idéal est l'application d'acide orthophosphorique. Les modifications de concentration de l'acide ou de sa durée d'application se traduisent par une baisse des valeurs d'adhésion (sous ou sur-mordançage).

3.1.3.Préparation de la surface amélaire

(Gebeile-Chauty *et coll.*, 2012)

3.1.3.1.Nettoyage initial de la surface amélaire

L'étalement de la colle au substrat dentaire est une condition indispensable à une bonne adhésion. Pour que cet étalement soit optimal, il faut augmenter la réactivité des surfaces dentaires, ce qui permet d'augmenter la mouillabilité. La valeur de l'angle de contact (qui est l'angle formé par la tangente de la goutte au pied de la goutte) diminue de moitié après un nettoyage initial des surfaces dentaires réalisé simplement avec une brossette enduite de ponce (Hitmi *et coll.*, 2002).

Ce geste, dont l'objectif ne semble plus contestable, n'est néanmoins pas anodin pour la surface de l'émail. La perte amélaire lors de ce nettoyage avec une brossette enduite de ponce est en moyenne de 10,7 µm, mais qu'elle semble réduite à 5 µm lorsqu'on utilise une meulette en caoutchouc (Hosein *et coll.*, 2004) ; des valeurs similaires sont également trouvées au cours d'une autre étude, respectivement 14,38 µm et 6,90 µm pour la brossette enduite de ponce et la cupule en caoutchouc (Thompson et Way, 1981).

3.1.3.2.Traitement de la surface amélaire

L'émail non traité est relativement lisse, donc non rétentif. Il est donc préparé avant tout collage, en orthodontie comme en dentisterie restauratrice, afin de créer un relief nécessaire à l'ancrage de la colle sous forme d'attaches résineuses (ancrage micromécanique), en obtenant une surface rugueuse après dissociation des prismes d'émail. Le moyen de préparation le plus couramment utilisé est le mordançage.

Cependant, des dommages irréversibles sont observés à la surface de l'émail à la suite de ce mordançage, du fait de l'attaque acide.

C'est pourquoi les laboratoires ont développé d'autres méthodes de préparation amélaire afin de réduire les lésions iatrogènes irréversibles de l'émail, tout en obtenant un état de surface amélaire compatible avec un collage efficace. Ainsi le sablage amélaire serait une alternative au mordançage (Mehdi *et coll.*, 2009). Tout comme l'utilisation d'adhésifs automordançants et de CVIMAR, il permettrait de diminuer les pertes amélaires obtenues lors du collage.

Mordançage à l'acide

Il s'agit d'une préparation chimique de l'émail.

Le mordançage exploite la caractéristique de l'émail, structure très minéralisée, de pouvoir être attaquée par des solutions acides. L'étude de la morphologie des prismes d'émail montre différentes orientations des cristaux, qui sont donc attaqués de façon différente sélectivement selon leur position dans le prisme, créant ainsi une surface cratériforme, la périphérie ou le cœur des prismes ayant disparu (Hitmi *et coll.*, 2002). Ces destructions préférentielles créent trois types de reliefs (Silverstone *et coll.*, 1975) :

- type I : il correspond à une attaque interprismatique ; le cœur des prismes est dissous, la substance interprismatique est indemne. On voit alors apparaître une structure en nid d'abeilles ;

- type II : l'émail interprismatique est dissous, formant ainsi une structure en doigts de gant ;

- type III : l'attaque est indifférenciée (type I ou type II). L'émail traité présente une irrégularité de surface, il paraît coagulé.

Figure 3 : micrographie d'une surface amélaire traitée par l'acide phosphorique à 37 % pendant 30s (x 700) (Hitmi et coll., 2002)

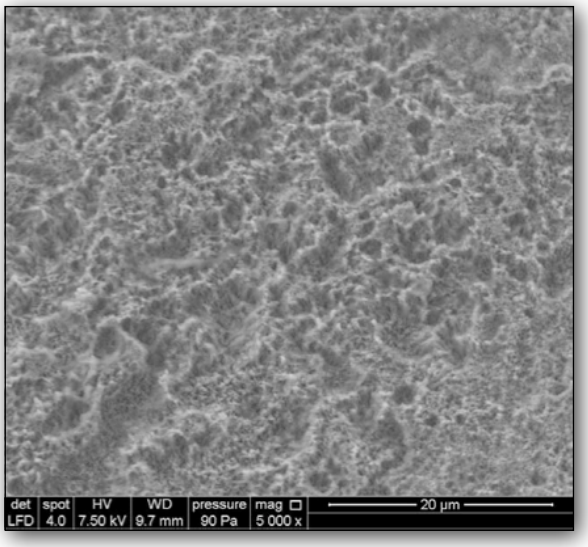


Figure 4 : surface amélaire (même dent et même zone que la figure 2) après mordançage à l'acide orthophosphorique à 34,5 % pendant 30 secondes, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)

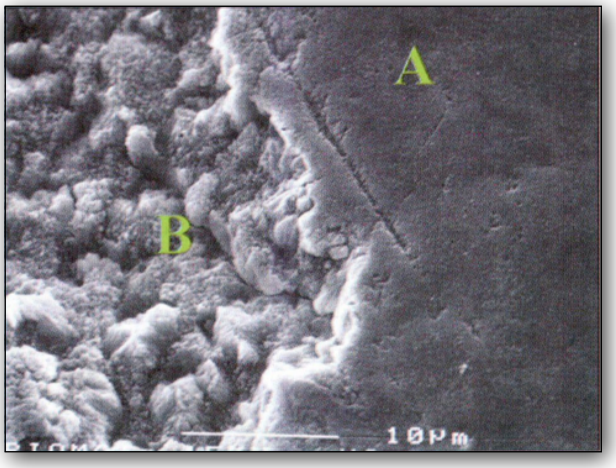


Figure 5 : micrographie d'une surface amélaire au microscope électronique à balayage. En A, la surface n'a subi aucun mordançage acide. En B, la surface a subi un mordançage à l'acide phosphorique (37 % pendant 30s) (x 2700) (Hitmi et coll., 2002)

D'autre part, il existe trois zones au niveau de l'émail (Goldberg, 1984) :

- première zone : environ 10 µm en surface, correspondant à de l'émail aprismatique ;

- deuxième zone sous-jacente, de 20 µm environ. Elle est dite poreuse, avec des modifications histologiques déterminant les différents types de reliefs de Siverstone précédemment décrits ;

- troisième zone, également de 20 µm et poreuse. On ne lui décrit pas de modifications histologiques, mais les prolongements de résine peuvent y pénétrer.

La perte amélaire pendant le mordançage dépend de l'acide utilisé, de sa constante de dissociation, de sa concentration, du temps d'application à la surface de l'émail et, enfin, de l'orientation des prismes amélaires.

- Acide orthophosphorique ou acide phosphorique (H_3PO_4)

C'est l'acide le plus fréquemment utilisé préalablement au collage des résines composites classiques. Actuellement, il est admis de l'utiliser à un titrage de 37 % pendant 15 à 30 secondes (Roulet et Degrange, 2000). Il n'est cependant pas possible en orthodontie d'obtenir un temps d'attaque précis et identique pour toutes les dents lors d'un multicollage de brackets. Chez de nombreux patients 15 secondes suffisent afin de réaliser un mordançage adéquat, surtout pour les dents antérieures. Cependant, pour environ 20 % des patients, dont l'émail est plus résistant à l'attaque acide, un mordançage de moins de 30 secondes donnerait lieu à une augmentation importante du taux de décollement, surtout pour les dents postérieures (Swartz, 2008).

Plusieurs travaux ont montré que la diminution de la concentration de l'acide n'affectait pas l'adhésion à l'émail (Bryant *et coll.*, 1987). Une concentration à 10 % de H_3PO_4 donne des valeurs de rétention de la résine sur la surface amélaire non significativement différentes de celle à 50 % (Retief, 1975).

La force de rétention de la résine sur l'émail n'est pas significativement différente pour une concentration de 3, 5, 10, 20, 35 ou 65 % d'acide phosphorique (Shinchi *et coll.*, 2000). Cependant, la longueur des attaches résineuses varie en fonction de la concentration acide. Elle est maximale pour 35 % de H_3PO_4 (22 µm), de 12 µm pour 20 %, 9 µm pour 5, 10 et 65 % et de 5 µm pour 3 %.

L'acide phosphorique à 35-37 % est le plus largement utilisé pour le collage en orthodontie. En effet, le clinicien peut évaluer la qualité de son attaque acide par la visualisation de l'aspect blanc crayeux de l'émail, après séchage, qui n'est obtenu qu'à une concentration supérieure à 20 %.

Le mordançage à l'acide orthophosphorique est la technique la plus efficace pour la préparation de la surface de l'émail ; néanmoins, c'est une technique agressive puisque ce mordançage entraîne une perte de la couche superficielle de l'émail pouvant atteindre 8 à 15 µm (Hitmi *et coll.*, 2002), avec en plus des variations importantes à la surface de l'émail. Il est en effet possible, de manière beaucoup plus localisée et sélective, de

pénétrer plus profondément, notamment lors des attaques interprismatiques (la perte pouvant alors aller jusqu'à 170 µm) (Hosein *et coll.*, 2004).

- Acide maléique

Il s'agit d'un acide organique faible. Dosé à 10 %, il enlève significativement moins d'émail que l'acide orthophosphorique à 37 %, avec une force d'adhésion comparable pour un temps de mordançage équivalent. Il altère cependant la qualité de l'émail.

- Acide polyacrylique

Les effets de cet acide sur l'émail sont particulier. Il ne réalise pas un mordançage : il ne crée pas de rugosités dans l'émail. Cette technique de préparation est nommée le *crystal bonding* ; elle s'appuie donc sur la création d'une surface cristalline rétentive avec des cristaux qui se lient fermement à l'émail, produisant ainsi un moyen de rétention mécanique pour la résine (Farquhar, 1986).

Figure 6 : micrographie d'une surface amélaire traitée par l'acide polyacrylique (Bishara et coll., 1993)

Pour l'acide polyacrylique, les valeurs d'adhésion sont faibles, même si elles restent équivalentes ou légèrement supérieures aux normes d'adhésion requises.

L'acide polyacrylique est essentiellement utilisé pour le conditionnement de la surface amélaire avant le collage par des CVIMAR. L'acide polyacrylique est utilisé à 10 % pendant environ 20 secondes.

L'acide polyacrylique endommagerait moins la couche superficielle d'émail riche en fluor. Du fait de sa force d'adhésion plus faible, il permettrait une dépose facile des brackets ainsi qu'un nettoyage rapide (on ne retrouve que peu, voire pas, de prolongements de résine ou de verre ionomère persistant dans l'émail).

Le mordançage à l'acide est considéré comme une technique efficace de préparation des surfaces amélaires avant le collage. Cependant, un de ses inconvénients majeurs est la déminéralisation qu'il produit, rendant l'émail plus susceptible à l'attaque carieuse, particulièrement autour des attaches orthodontiques. C'est pourquoi, d'autres techniques ont été développées.

En orthodontie, il est largement reconnu que le mordançage à l'acide orthophosphorique représente la technique la plus efficace et la plus utilisée.

Sablage amélaire

Cette alternative au mordançage a été décrite pour la première fois par Black en 1943 (Goldstein et Parkins, 1994), qui le préconisait pour la préparation de cavités en odontologie conservatrice.

Il s'agit d'une préparation mécanique de l'émail.

Une étude réalisée sur le micro-sablage amélaire comme alternative au mordançage à l'acide orthophosphorique, analysant les effets d'un sablage avec des particules d'alumine de 29 µm montre que l'état de surface amélaire après sablage dépend à la fois du temps, de la pression et de la quantité de poudre utilisée (Mehdi *et coll.*, 2009). En allongeant la durée du sablage, les surfaces s'aplanissent et deviennent donc moins propices au collage ; l'augmentation du temps de sablage ne fait que supprimer les couches successives d'émail. Les valeurs de pertes amélaires obtenues sont toutefois toutes largement inférieures à 100 µm (Olsen *et coll.*, 1997). La pression et la quantité de poudre utilisée jouent au contraire sur la profondeur des aspérités. Les auteurs conseillent donc de minimiser le temps de sablage, avec une pression suffisamment forte, et de projeter une quantité de poudre importante. Le sablage associé au CVIMAR est bien moins nocif pour l'émail (perte de 10 µm environ, et moins de prolongements de résine dans l'émail). De plus, le sablage permet en un seul geste d'éliminer le biofilm et de préparer la surface amélaire avant le collage.

Figure 7 : MicroEtcher® II A (Danville Engineering, Etat Unis)

Idéalement, le sablage amélaire se fait sous digue du fait du risque d'inhalation de particules d'alumine. En orthodontie la pose d'un champ opératoire n'est pas possible. Cependant, il peut être utile d'isoler le nez de la bouche pour que le patient puisse avoir une ventilation nasale sans inhaler d'alumine.

L'agence française de sécurité sanitaire des aliments (Afssa), l'institut de veille sanitaire (InVS) et l'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (Afssaps) ont rendu public le 13 novembre 2003 un rapport sur l'évaluation des risques sanitaires liés à l'exposition de la population française à l'aluminium. Ce rapport ne permet pas de déterminer si l'alumine intervient directement dans la physiopathologie respiratoire. De plus, ce rapport conclu que la survenue de pathologies, dues à une exposition respiratoire, sont rencontrées pour des temps et des niveaux d'exposition à l'aluminium important. Cependant, les professionnels de l'industrie de l'aluminium et les patients en dialyse sont considérés comme une population particulièrement exposée chez qui l'apport d'aluminium sous toutes ces formes est contre-indiqué (Gourier-Fréry *et coll.*, 2003).

Préparation de la surface amélaire au laser

Le traitement au laser ne nécessite ni de rinçage ni de séchage, ce qui est particulièrement intéressant afin de ne pas contaminer les zones préparés avant l'utilisation de colles.

Les effets du mordançage au laser (de puissance 0,75 et 1,5 W) ont fait l'objet d'une étude en comparaison au mordançage à l'acide orthophosphorique, et à un adhésif automordançant. Le laser est appliqué pendant 15 secondes (Ozer *et coll.*, 2008).

En ce qui concerne la force d'adhésion, le laser à 1,5 W donne des résultats équivalents au traitement à l'acide ou à l'adhésif automordançant. En ce qui concerne le laser de puissance 0,75 W, les résultats chutent au moins de moitié.

L'observation des surfaces traitées au microscope électronique montre des reliefs de type III de Silverstone avec l'acide orthophosphorique, de type II avec l'adhésif automordançant et le laser de 1,5 W, et de type I avec le laser de 0,75 W.

Le mordançage au laser (1,5 W) pourrait être une alternative au mordançage à l'acide, puisqu'il engendrerait des pertes amélaires moins importantes tout en procurant une force d'adhésion suffisante.

Malgré tout, le traitement amélaire par mordançage acide reste aujourd'hui la référence. Le micro-sablage est de plus en plus utilisé surtout pour préparer les substrats non naturels. Le laser appliqué sur chaque dent donne au final un temps de mordançage élevé, l'innocuité pulpaire est encore à étudier et le prix élevé comparé aux autres méthodes sont autant de freins au développement de cette technique.

Pour le mordançage chimique et le micro-sablage un rinçage est nécessaire. Il sert à stopper le processus de mordançage, à évacuer l'acide utilisé, à évacuer les particules d'oxyde d'alumine et d'émail, et à éliminer les sous-produits de la déminéralisation de l'émail (Beech et Jalaly, 1980).

Il est classiquement conseillé en dentisterie adhésive de réaliser un temps de rinçage au moins égal au temps d'attaque acide. Un tel temps de rinçage, très long, semble inapplicable en orthodontie. Un rinçage soigneux, d'au moins cinq secondes par dent, s'avère suffisant.

3.2. Spécificité de la dentine

3.2.1. Constitution

La dentine est une matrice extracellulaire sécrétée par les odontoblastes qui se calcifie par l'accumulation d'hydroxyapatite. Elle est au final moins minéralisée que l'émail. De par son mode de formation, elle est parcourue par de fins tubules (en moyenne 50 000/mm^2). Ces canalicules sont perpendiculaires à la jonction pulpodentinaire et contiennent les prolongements cytoplasmiques des odontoblastes. Ces prolongements cellulaires sont à l'origine de la sensibilité de la dentine aux stimuli (chaud, froid, contact). La dentine, contrairement à l'émail, est un tissu qui va évoluer au cours de la vie de la dent. Sous l'action des sollicitations chimiques et mécaniques, les odontoblastes ont la possibilité de synthétiser de la néodentine. Petit à petit, les canalicules vont s'oblitérer et le volume pulpaire se réduire. En fonction de la proximité pulpaire et du vécu de la dentine (agression, âge), la densité en tubuli peut être très variable (Kusunoki *et coll.*, 2002).

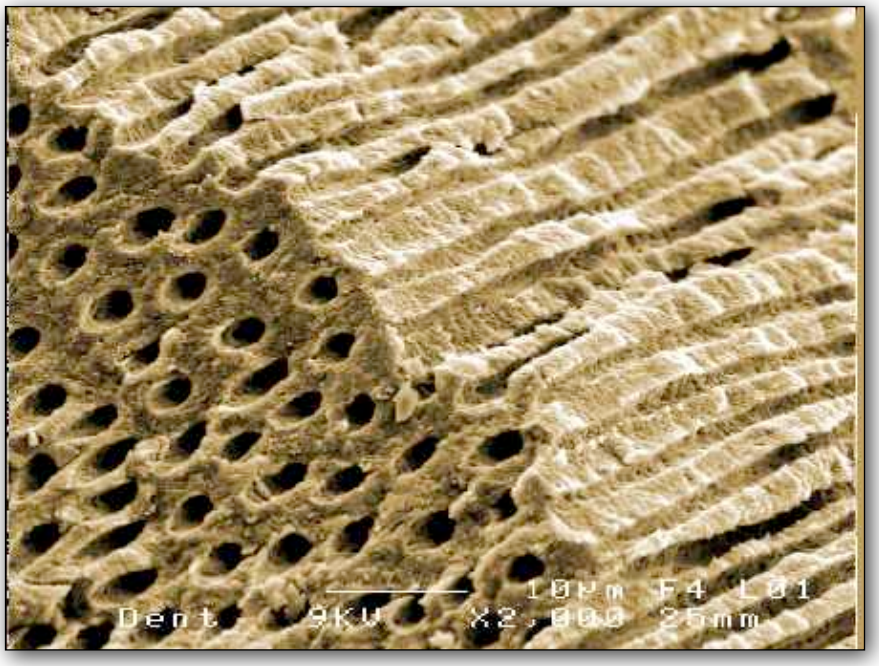


Figure 8 : dentine vue au microscope électronique à balayage; centre de microscopie électronique à balayage et microanalyse; Université de Rennes 1

3.2.2.Mode d'adhésion

Le collage dentinaire reste aujourd'hui encore un défi car de nombreux éléments viennent s'opposer à une adhésion efficace. Beaucoup moins minéralisée que l'émail et différemment organisée, la dentine ne permet pas de créer un relief à sa surface par une attaque acide. De plus, la présence d'eau, notamment dans les prolongements cellulaires n'est pas favorable.

La clef de l'adhésion dentinaire réside dans la possibilité de faire pénétrer l'adhésif dans les tubuli dentinaires. Ces prolongements intratubulaires (*tags*) vont ancrer mécaniquement la résine à la dentine. Une autre part importante de la rétention est obtenue par infiltration par l'adhésif des fibres de collagène de la surface préparée de la dentine intertubulaire. Il se crée ce que l'on nomme la couche hybride : une interpénétration du matériau organique dans la trame organique de la dentine et dans les canalicules ouverts en entonnoirs permet la formation de cette couche organo-minérale, fondement du collage en odontologie.

3.2.3.Préparation de la surface dentinaire

Nous ne rencontrons que très rarement ce cas de figure en orthodontie. Le substrat dentinaire n'a pas du tout la même structure, ni la même dureté (Sorel *et coll.*, 2009).

La première phase réside dans le nettoyage du biofilm qui recouvre la surface à coller, nettoyage qui s'effectue par un brossage avec une brossette et de la poudre de pierre ponce, ou une meulette en caoutchouc, ou avec un micro-sablage avec de la poudre de bicarbonate de sodium, beaucoup moins agressive que la poudre d'alumine, suivi d'un rinçage air-eau, et pour finir d'un séchage sans déshydrater la dentine.

La préparation de la surface dentinaire est associée à deux grands groupes d'adhésifs, selon que les boues dentinaires sont éliminées ou non (Degrange et Pourreyron, 2009). On distingue :

- ceux qui requièrent un mordançage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (M&R) ;
- ceux que l'on applique directement sur les surfaces dentaires sans aucun traitement préliminaire, appelé systèmes auto-mordançants (SAM).

On peut distinguer dans chacun de ces groupes, deux sub-divisions selon le nombre de séquences de mise en œuvre :

- 3 et 2 temps, pour les adhésifs M&R.
- 2 et une étape pour les SAM.

Les étapes cliniques des procédures sont décrites plus loin dans le chapitre «Les matériaux d'assemblage» au paragraphe 7.2.

4.Collage sur substrats non naturels

4.1.Collage sur la céramique

(Sorel *et coll.*, 2009)

Les couronnes céramiques peuvent être de différentes natures. Les couronnes céramo-métalliques présentent une surface vestibulaire en céramique et souvent une surface linguale en grande partie métallique. Il faut donc bien veiller à adapter son collage à la surface considérée.

Les couronnes tout céramique sont constituées de plusieurs couches de céramiques de natures différentes. Les chapes en céramique renforcées à l'alumine ou à la zircone (Inceram®, Procera®), pour lesquelles le traitement à l'acide fluorhydrique est inefficace, ne permettent pas la création à leur surface d'un relief propice au collage (Janda *et coll.*, 2003). Ces céramiques renforcées ne sont pas généralement en contact direct avec les zones de collage orthodontique puisqu'elles font partie de l'intrados prothétique.

Quelque soit le type de restauration en céramique (céramo-métallique, zircone...), la couche de céramique cosmétique superficielle qui donne la couleur et l'aspect brillant à la dent est une céramique feldspathique glacée à la cuisson (Janda *et coll.*, 2003).

L'adhésion directe est donc impossible et le glaçage rend la surface résistante aux attaques acides classiques. Une préparation de la surface est donc nécessaire.

Plusieurs étapes sont donc à mettre en oeuvre :

- Micro-sablage de la céramique avec de l'alumine à 50 µm (Turkkahraman et Kucukesmen, 2006) : cette action détruit la pellicule superficielle de glaçage de la céramique, une fraise diamantée sur turbine peut être utilisée à défaut. Cette pellicule peut être reconstituée après dépose du collage par un reglaçage mécanique avec des meulettes adaptées. Cette étape permet aussi d'éliminer le biofilm.

- Attaque acide de la céramique : un gel d'acide fluorhydrique à 10 % est mis en place et conservé pendant deux minutes au contact de la céramique (Sarac *et coll.*, 2007). Il est déposé sur une surface sèche, ce qui évite à l'acide de glisser, à l'aide d'une micro-brosse pour appliquer une quantité nécessaire et suffisante (la plus petite possible). L'acide est, après 2 min, aspiré. La surface est alors rincée abondamment pendant 60 secondes puis séchée.

L'utilisation d'un champ opératoire est fortement conseillé au vu des risques potentiels, même si sa mise en place en orthodontie paraît compliquée. En effet l'acide fluorhydrique est un puissant corrosif et un agent décalcifiant redoutable (très forte affinité pour le calcium avec fixation possible dans les dents, les os et le sang). Il est classé comme produit très toxique et corrosif. Même une exposition brève peut avoir de graves conséquences sur la santé : irritations oculaires et respiratoires après inhalation, brûlures, douleurs buccales, vomissements fréquents parfois sanglants, pouvant entraîner des paresthésies, des convulsions, des troubles de la conduction, hémorragie digestive, perforation œsophagienne ou gastrique, détresse respiratoire et insuffisances rénales ou encore œdème laryngé peuvent survenir quelques jours après l'ingestion (Travailler-mieux.gouv). L'acide fluorhydrique doit être utilisé avec grande précaution.

- Silanisation de la céramique (Atsu *et coll.*, 2006 ; Turk *et coll.*, 2006) : trois couches de silane sont déposées sur la surface sèche de la céramique préparée. Le silane se fixe sur les particules de silice dégagées par l'attaque acide, les trois couches ont pour but de

saturer les particules de silice. L'adhésion chimique (covalente) du silane à la silice crée une couche fortement liée à la surface de la céramique. La résine va réagir avec la couche du silane en établissant aussi une liaison chimique forte.

Actuellement, dans certaines techniques de CFAO, directes, au fauteuil en une seule séance, le praticien peut élabore des pièces prothétiques (inlays, onlays ou couronnes unitaires) (Cerec®, Sirona) dans des blocs de céramiques renforcées, avec un simple polissage terminal, même si un glaçage est recommandé.

Le collage à la céramique renforcée sans phase vitreuse peut alors poser problème car ni le traitement à l'acide fluorhydrique, ni les silanes ne sont efficaces sur ces substrats. Le protocole va alors changer :

- Micro-sablage de la céramique avec de l'alumine à 50 µm, comme décrit précédemment.

- Traitement tribochimique : dépôt artificiel de silice par sablage réactif avec des particules d'alumines recouvertes de silice projetées sous une pression de 3 bars minimum (Cojet®, 3M ESPE) (Ozcan et Vallittu, 2003).

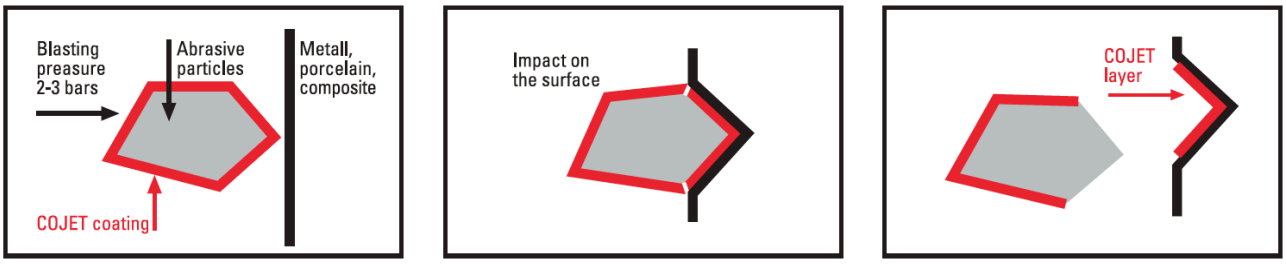


Figure 9 : représentation schématique de l'action du traitement tribochimique ; brochure 3M ESPE CoJet® Intraoral System

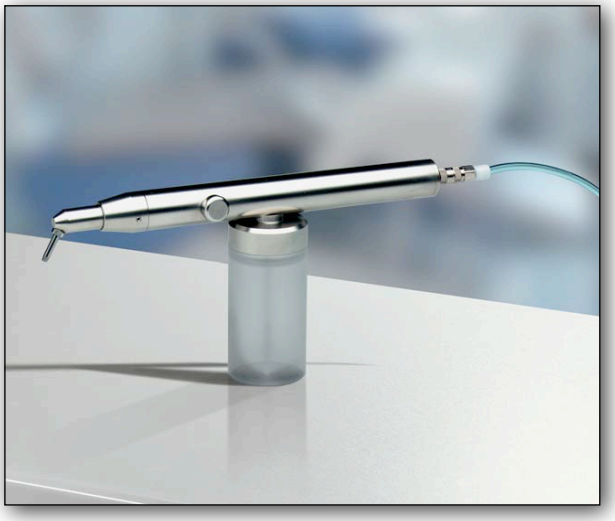


Figure 10 : CoJet® (3M ESPE)

- Silanisation de la céramique, comme décrit précédemment.

4.2.Collage sur de la résine ou sur de la résine composite

Toutes les résines composites existantes (à part le matériau Silorane®, 3M ESPE) sont dérivés du méthacrylate et donc compatibles avec l'ensemble des systèmes adhésifs.

Ceci est vrai quand ces matériaux sont récents, mais après vieillissement en bouche, l'adhésion devient aléatoire du fait de la disparition de liaisons méthacrylates disponibles.

Les résines composites sont aussi employées dans des techniques restauratrices indirectes (inlay, onlay, couronne provisoire ou transitoire). Ces pièces prothétiques réalisées au laboratoire vont être soumises à une polymérisation intensive et à un traitement thermique afin d'augmenter leurs propriétés mécaniques. Le but est d'obtenir la polymérisation la plus complète possible du matériau composite. Mais cette polymérisation la plus aboutie possible va limiter les possibilités de collage, en effet la résine ne possède alors plus de fonction pour créer avec la colle une liaison forte (Guastalla *et coll.*, 2005).

De plus, certaines couronnes provisoires en résine présentent une surface glacée qui fait écran au collage.

La préparation de ces surfaces est alors nécessaire. Nous utilisons le même protocole que pour la céramique. Ce protocole a pour but, comme pour la céramique, de dégager les particules de silice qui constituent une grande partie de la phase dispersée. C'est sur cette charge de silice que se lie le silane (Sorel *et coll.*, 2009).

Il est aussi possible de réaliser des rétentions mécaniques à l'aides d'une fraise boule diamantée, sur les prothèses provisoires ou transitoires.

Généralement, dans la démarche thérapeutique, l'orthodontie intervient avant les étapes définitives de prothèse. En effet l'orthodontiste préférera réaliser son traitement sur un substrat prothétique provisoire ou transitoire, afin d'éviter toute détérioration sur la prothèse définitive.

4.3.Collage sur l'acier et sur alliages non précieux

La norme NF EN ISO 22674 de mars 2007 spécifie « une classification des matériaux métalliques convenant à la fabrication des appareils et aux restaurations dentaires, y compris les matériaux métalliques d'utilisation recommandée soit avec revêtement céramique, soit sans revêtement céramique ou indifféremment avec ou sans, et spécifie

les exigences qui leur sont applicables ». Elle précise par ailleurs les exigences relatives au conditionnement et au marquage des produits et les instructions à fournir pour l'utilisation de ces matériaux.

Plusieurs grandes classes d'alliages peuvent être distinguées : les alliages à base de nickel et de chrome, les alliages à base de cobalt et de chrome et les alliages à base de titane.

Pour ces alliages non précieux, les principaux constituants sont donc le nickel, le chrome, le cobalt et le titane.

Pour l'orthodontiste, les alliages de titane ne sont pas rencontrés en bouche comme substrat de collage, car ils sont généralement utilisés pour les infrastructures en prothèse adjointe ou conjointe. Cependant, il existe pour les personnes allergiques aux alliages ou à certains métaux des attaches orthodontiques en titane ou alliage de titane. Le collage est alors mécanique ou micro-mécanique pour cette interface, et n'est en grande partie que fabricant dépendant.

D'autres éléments rentrent dans la composition de ces alliages dans une moindre mesure, dont le rôle est d'améliorer les propriétés de ceux-ci : le molybdène, le fer, le niobium, le béryllium, le bore, le silicium, le carbone, l'aluminium, le tantale, le manganèse, le ceryum, le tungstène, le titane et l'azote (Gregoire *et coll.*, 2009-10).

Les alliages non précieux possèdent des oxydes de nickel ou de chrome en surface qui permettent une liaison avec les monomères résineux (Cazier et Amar, 2005).

Cependant, il est nécessaire de préparer la surface de ces couronnes avec différentes étapes :

- Micro-sablage de la surface à coller : ce micro-sablage a pour but l'éviction du biofilm et d'une partie de la couche superficielle qui recouvre la prothèse. L'acier prend alors un aspect mat, dépoli. Les oxydes de surface permettent une liaison avec les monomères résineux, il est contre-indiqué de les éliminer. Le sablage peut donc sembler contre-indiqué. Nous le pratiquons afin d'éliminer les dépôts biologiques qui recouvrent la surface de la couronne et qui agissent comme un film isolant. Le sablage pose le même problème ici qu'avec la céramique car il est bien difficile de repolir les métaux en bouche. La technique linguale est ici plus simple, dans la mesure où l'aspect esthétique des surfaces linguales est moins visible.

Le micro-sablage a le mérite d'augmenter la surface de contact avec les matériaux d'assemblage et de créer des microrétentions, mais il s'avère nécessaire de lui adjoindre des traitements chimiques pour optimiser la durabilité de l'assemblage.

- Mise en place d'un primaire métal : comme le principe du silane, le primaire métal crée un lien chimique entre le métal et l'adhésif. Les primaires d'adhésion (*alloy primers*) vont tenter, d'une part, de constituer des liaisons avec la surface de l'alliage, principalement au niveau des atomes de Cu et d'Ag et, d'autre part, de se lier à la colle (Hikage *et coll.*, 2003 ; Ohno *et coll.*, 2004 ; Suzuki *et coll.*, 2002). Ces molécules peuvent contenir différents types de groupements fonctionnels : groupements thiols, phosphates, phosphonates, etc.

Ces primaires sont composés de monomères avec deux pôles différents, une extrémité méthacrylate comme celles retrouvées dans les résines adhésives permettant une copolymérisation avec ces dernières, et une extrémité contenant soit des groupements sulfures, soit des groupements vinyles permettant la formation d'une liaison chimique avec le métal (Decrucq *et coll.*, 2009).

Une fois déposé sur la couronne métallique, le primer doit être séché afin d'évaporer les solvants. Cette surface ne doit plus être souillée, ni rincée. Elle est prête pour le collage.

Il existe deux types de primaires : les primaires spécifiques au métal ou à l'alliage, et les primaires «*All bond*» qui s'adaptent à un plus grand nombre de types de surfaces, donc plus simple d'utilisation.

4.4.Collage sur l'or et les métaux précieux

Les alliages dentaires précieux ou semi-précieux contiennent comme éléments de base l'or, le platine et le palladium. L'argent et le cuivre sont ajoutés en proportions variables, et selon les alliages, des microadditions de ruthénium, indium, fer, manganèse, zinc, tantale, étain, gallium ou niobium peuvent être faites (Moulin *et coll.*, 2002).

L'or est un métal sur lequel il est très difficile de coller. Les sites d'accrochages forts, comme les oxydes de nickel ou de chrome, sont absents dans ces alliages nobles (Gregoire *et coll.*, 2009).

Il va falloir créer une surface intermédiaire entre l'or et l'adhésif, qui fera le lien entre ces deux matériaux. Plusieurs étapes sont à mettre en place :

- Micro-sablage : il est réalisé de la même façon que pour les autres substrats et pour les mêmes raisons (Vallittu et Forss, 1997). Il est insuffisant seul pour les alliages nobles. Il s'avère donc nécessaire de lui adjoindre un traitement chimique. Les primaires d'adhésion sont une solution, mais moins efficaces sur l'or. Le traitement par primaire est cependant conseillé dans les protocoles de collage pour système d'orthodontie linguale individualisé (Incognito®, 2008). Il sera donc préféré le traitement suivant :

- Traitement tribochimique : dépôt artificiel de silice par sablage réactif avec des particules d'alumine recouvertes de silice projetées sous pression (Cojet®, 3M ESPE). Il consiste en une pseudo-vitrification de la surface à coller. Un dépôt de silice suffisamment adhérent permet de changer la surface de l'alliage en verre (Simon *et coll.*, 2007).

Le système est fiable et polyvalent car efficace, quels que soient les alliages rencontrés (Moulin *et coll.*, 1999).

- Silanisation, comme décrit précédemment pour la céramique.

4.5.Collage sur l'amalgame

Le même protocole que pour l'acier est indiqué. La méthode décrite pour les métaux précieux peut aussi s'appliquer.

5.Tableau récapitulatif de la préparation de la surface des différents substrats

Substrats	Étapes de préparation afin de rendre le substrat prêt à recevoir les matériaux d'assemblage
Email	- Brossette enduite de ponce ou meulette en caoutchouc 2 à 3 secondes par dent, pas forcément obligatoire avec l'acide orthophosphorique à 37% - Mordançage - Acide orthophosphorique à 37% pendant 15 à 30 secondes, aspiration de l'acide ou - Acide maléique à 10% (altère la qualité de l'émail et donc du collage) pas ou peu utilisé ou - Acide polyacrylique à 10% pendant 20 secondes, utilisé pour le collage des CVI et de leurs dérivés - Rinçage abondant - Séchage Ou - Sablage ou micro-sablage avec des particules d'oxyde d'alumine de 29 µm pendant 2 à 3 secondes par dent, avec une pression de 3 bars - Rinçage - Séchage Ou - Laser 1,5 W pendant 15 secondes

Substrats	Étapes de préparation afin de rendre le substrat prêt à recevoir les matériaux d'assemblage
Dentine	- Système M&R - En 3 temps - Mordançage à l'acide orthophosphorique à 37% pendant 15 secondes - Aspiration et rinçage abondant - Séchage sans déshydrater la dentine - Application du primaire d'adhésion - Séchage - En 2 temps - Mordançage à l'acide orthophosphorique à 37% pendant 15 secondes - Aspiration et rinçage abondant - Séchage sans déshydrater la dentine - Application du primaire d'adhésion et de l'adhésif prémélangés ou conditionnés en un seul flacon - SAM - Brossette enduite de ponce ou meulette en caoutchouc 2 à 3 secondes ou micro-sablage avec de la poudre de bicarbonate de sodium - En 2 temps - Application du primaire acide pendant 20 à 30 secondes - Séchage léger - En 1 temps - Application d'un seul produit regroupant le mordançage, le primaire et la résine adhésive - Séchage léger
	Pour les ciments verre-ionomères, leurs dérivés et quelques rares colles auto-adhésives : - Brossette enduite de ponce ou meulette en caoutchouc 2 à 3 secondes ou micro-sablage avec de la poudre de bicarbonate de sodium - Mordançage à l'acide polyacrylique et rinçage-séchage (cette étape de mordançage n'est pas obligatoire)

Substrats	Étapes de préparation afin de rendre le substrat prêt à recevoir les matériaux d'assemblage
Céramique	- Micro-sablage avec de l'alumine à 50 µm - Rinçage - Mordançage à l'acide fluorhydrique à 10 % pendant 2 minutes - Aspiration, rincage abondamment pendant 60 secondes, puis séchage - Silanisation : trois couches de silane sont déposées sur surface sèche - Séchage léger, pour faire évaporer les solvants
Céramique renforcée (sans phase vitreuse)	- Micro-sablage avec de l'alumine à 50 µm - Rinçage et séchage - Traitement tribochimique avec des particules d'oxyde d'aluminium recouvertes de silice - Rinçage et séchage - Silanisation : trois couches de silane - Séchage léger, pour faire évaporer les solvants
Résine composite	Même protocole que pour la céramique Il est aussi possible de réaliser des rétentions mécaniques à l'aides d'une fraise boule diamantée
Acier et alliages non précieux	- Micro-sablage avec de l'alumine à 50 µm - Rinçage et séchage - Application du primaire métal - Séchage léger, pour faire évaporer les solvants

Substrats	Étapes de préparation afin de rendre le substrat prêt à recevoir les matériaux d'assemblage
Or et métaux précieux	- Micro-sablage avec de l'alumine à 50 µm - Rinçage et séchage - Application du primaire métal - Séchage léger, pour faire évaporer les solvants Ou - Micro-sablage avec de l'alumine à 50 µm - Rinçage et séchage - Traitement tribochimique avec des particules d'oxyde d'aluminium recouvertes de silice - Rinçage et séchage - Silanisation : trois couches de silane - Séchage léger, pour faire évaporer les solvants
Amalgame	Même protocole que acier et alliages non précieux ou que or et métaux précieux

PARTIE II
LES MATÉRIAUX D'ASSEMBLAGE

1.Introduction

Le collage ou adhésion est l'ensemble des phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque l'on met en contact intime deux matériaux, dans le but de créer une résistance mécanique à la séparation.

Le matériau d'adhésion, qui réunit deux substrats, est communément appelé colle en orthodontie.

2.Les différentes interactions

Pour mieux comprendre le fonctionnement de nos colles, il faut se rappeler que l'adhésion peut être le résultat de 3 types d'interaction : mécanique, chimique ou physique.

2.1.Théorie mécanique

Elle est réalisée par la pénétration du matériau dans les irrégularités de surface. Ce principe est mis à profit par la technique du mordançage acide de l'émail (Macbain et Hopkins, 1926).

2.2.Théorie chimique

Il s'agit de l'adhérence idéale, de type primaire. Elle peut se réaliser sous forme de liaisons ioniques (entre les ciments verres ionomères et le calcium amélaire) ou covalentes (par exemple silanique entre la matrice et les charges de composites) (Buchan et Rae, 1946).

2.3.Théorie physique ou thermodynamique

Elle fait intervenir des liaisons moléculaires connues sous le nom de forces de Van der Waals, qui sont provoquées par les interactions engendrées par la formation de moments dipolaires au sein d'un atome ou d'une molécule (Schonhorn et Sharpe, 1963).

Pour résumer, on peut dire que le potentiel rétentif d'un adhésif sur un objet est représenté par une totale combinaison et une interaction des forces mécaniques, physiques ou chimiques. Bien que ces forces ne puissent être séparées l'une de l'autre, elles sont conventionnellement distinguées. Ainsi, la rétention d'un adhésif à la structure dentaire peut être la résultante de micros rétentions (technique de mordançage), ou bien par la réalisation d'une véritable interaction physico-chimique entre le support dentaire et l'adhésif.

3.Les résines composites

Un matériau composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques de l'ensemble sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition. La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques (Leprince *et coll.*, 2010).

3.1. Composition et structure chimique

Les résines composites sont apparues dans le milieu des années soixante suite aux travaux de Bowen, présentant une composition complexe, avec deux phases, un agent de couplage et des adjuvants. En fonction de la composition, il est possible de différentier les composites dit de restauration et les composites dit de collage, même si dans les deux cas ils possèdent un pouvoir d'adhésion.

Les trois constituants des résines composites dentaires seront successivement décrits :

- la phase organique ;
- la phase inorganique ;
- l'agent de couplage.

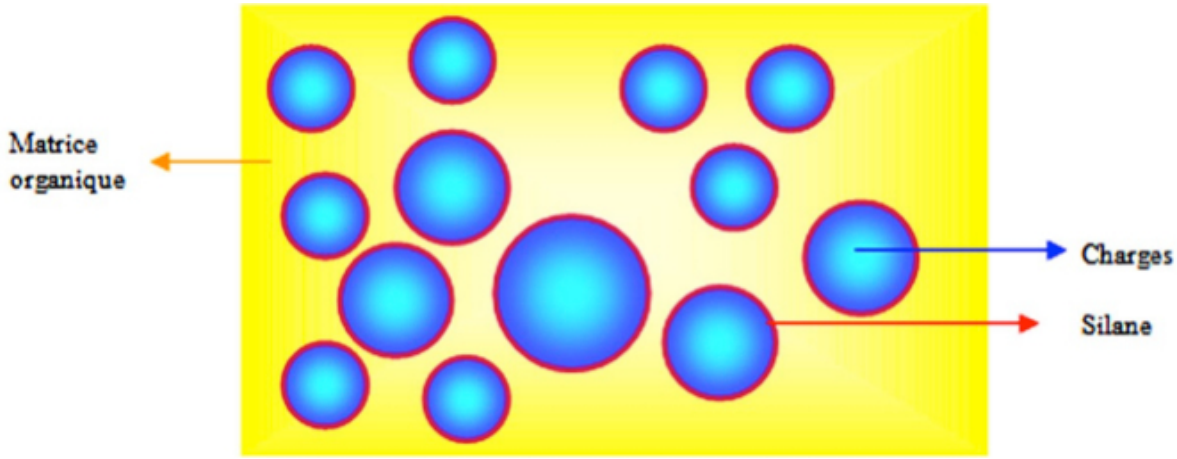


Figure 11 : représentation schématique d'une résine composite (Leprince et coll., 2010)

3.1.1.Phase organique

La phase organique ou dispersante ou continue représente 25 à 50 % du volume du composite (12 % à 40 % en poids). Elle comprend la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et divers additifs (VanNoort, 2002 ; Vreven *et coll.*, 2005).

3.1.1.1.Résine matricielle : monomères ou oligomères

La résine est le composant chimiquement actif du composite. Initialement, il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. Cette possibilité de passer d'une masse plastique à un solide rigide permet l'utilisation de ce matériau pour la restauration directe. Généralement, la matrice organique est basée sur la chimie des méthacrylates, plus particulièrement des diméthacrylates permettant la création de *cross-linking* (réticulation). La polymérisation permet la formation d'un réseau tridimensionnel dans lequel les charges sont dispersées et fixées. Suite à la faible flexibilité du polymère en formation, seule une partie des monomères est convertie en polymère (taux de conversion moyen). La sélection des monomères influence fortement la viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite (Van Landuyt *et coll.*, 2007).

Bis-GMA

Le premier des matériaux utilisés comme liant résineux dans les composites résulte des travaux de Bowen (Bowen, 1962) qui a développé un type particulier de molécule, connue sous le nom de diacrylate aromatique ou résine diméthacrylique ou résine de Bowen. La résine bis-GMA est le produit de réaction du bis-phénol A avec un méthacrylate modifié, le méthacrylate de glycidyl.

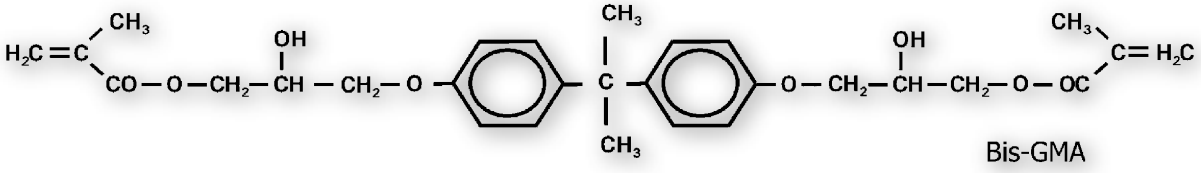


Figure 12 : représentation schématique de la molécule de Bis-GMA (Van Meerbeek et coll., 2003)

Ces deux doubles liaisons par molécule vont permettre non seulement l'allongement de la chaîne dans les deux sens, mais surtout la possibilité de former un polymère ramifié et réticulé (*cross-linkage*). Ce monomère ayant un poids moléculaire relativement élevé (512) par rapport au méthacrylate de méthyle (100), sera généralement appelé un oligomère.

L'augmentation du poids moléculaire aura un effet favorable. En effet, le nombre de molécules d'oligomère par unité de volume est inversement proportionnel au poids moléculaire. La rétraction de prise étant liée au rapprochement interatomique au cours de la réaction de polymérisation, celle-ci sera moins importante si le nombre de liaisons

créées pendant le processus de polymérisation diminue. Par conséquent, la rétraction de prise est moins importante avec un monomère de poids moléculaire élevé (oligomère). La rétraction de polymérisation du bis-GMA est de 3 à 5 % alors que la rétraction du méthacrylate de méthyle est de l'ordre de 21 %.

Le haut poids moléculaire entraîne un inconvénient : la viscosité augmentant avec celui-ci, le bis-GMA se présente sous forme d'un liquide fort visqueux.

De nombreux essais ont été effectués pour essayer d'améliorer cet oligomère, souvent dans des directions contradictoires. Certains ont tenté d'obtenir des matériaux hydrophobes (bis-MA, bis-EMA, bis-PMA) dont la faible mouillabilité vis-à-vis de l'eau ou de la salive permettrait de minimiser la percolation marginale et de préserver les propriétés mécaniques du composite placé de manière prolongée dans la salive. D'autres ont au contraire mis au point des monomères hydrophiles afin de rendre le matériau compatible avec l'humidité orale.

Diuréthanes

Un autre type de résine diméthacrylique, utilisé surtout en Europe, est l'uréthane diméthacrylate (UDMA) également appelé diuréthane, mis au point en 1974.

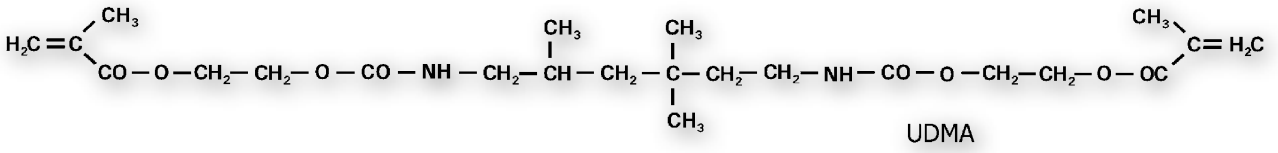


Figure 13 : représentation schématique de la molécule d'UDMA (Van Meerbeek et coll., 2003)

Son principal avantage est une plus faible viscosité, permettant l'incorporation d'un plus grand pourcentage de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise plus élevée (5 à 9 %) que le bis-GMA et une certaine fragilité.

Certains produits commerciaux contiennent l'UDMA comme seul monomère tandis que d'autres le combinent au bis-GMA.

3.1.1.2.Diluants ou contrôleurs de viscosité

Les monomères de bis-GMA et de diuréthane diméthacrylate sont des liquides très visqueux du fait de leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de

charges provoquera la formation d'un matériau possédant une consistance trop épaisse pour l'usage clinique. Pour contrebalancer ce problème, des monomères de faible viscosité, connus sous le nom de contrôleurs de viscosité ou de diluants, sont ajoutés. Il s'agit essentiellement de : méthacrylate de méthyle ou MMA, éthylène glycol diméthacrylate ou EGDMA, diéthylène glycol diméthacrylate ou DEGMA, triéthylène glycol diméthacrylate ou TEGDMA.

Le TEGDMA est le diluant le plus utilisé. Il s'agit d'une petite molécule très mobile. Le diluant influence les propriétés physiques, et en particulier, augmente la rétraction de prise. Il rend la résine plus flexible et moins cassante et réduit sa résistance à l'abrasion. Il présente également des inconvénients sur le plan de la biocompatibilité.

3.1.1.3.Inhibiteurs de prise

Dérivés du phénol

Les matériaux composites doivent pouvoir être stockés sans qu'il y ait de polymérisation spontanée. Les inhibiteurs se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres. Si des radicaux libres sont formés comme, par exemple, lors de l'exposition du composite à la lumière ambiante pendant la manipulation, l'inhibiteur réagira prioritairement avec les radicaux libres empêchant un début de polymérisation du monomère. Ce n'est qu'après consommation de tout l'inhibiteur que les radicaux libres induiront la polymérisation.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont :

- le butyl-hydroxytoluène ou BHT (2,6-di-tert-butyl-4 méthyle phénol) ;
- le 4-méthoxyphénol (MEHQ).

Auparavant, l'hydroquinone était utilisée, mais provoquait la discoloration de la restauration.

Étant donné le pouvoir inhibiteur des phénols, l'utilisation des ciments à base d'eugénol comme base ou comme matériau d'obturation temporaire est contre-indiquée avec les résines et avant tout collage.

Oxygène

L'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation : les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air. Par conséquent, la résine en contact direct avec l'air n'est pas polymérisée et il persiste donc une fine couche d'oligomères à la surface des polymères,

quel que soit le mode de polymérisation. La couche non ou moins polymérisée est de 50 à 500 µm selon les photo-initiateurs utilisés.

Cette couche superficielle est riche en doubles liaisons n'ayant pas réagi. Elle rend possible l'application des matériaux de restauration résineux en incréments (couches) successifs puisqu'une liaison chimique se crée entre chaque incrément, via la couche initialement inhibée par l'O_2.

Lorsque la résine est appliquée en très fine couche, comme c'est le cas pour les adhésifs, l'inhibition de polymérisation par l'O_2 peut empêcher la prise de toute la couche et donc compromettre gravement l'adhésion.

Lors du mélange de deux composites chémopolymérisables sous forme de pâte, l'incorporation inévitable de bulles d'air provoque une réduction des propriétés mécaniques.

3.1.1.4.Agents de polymérisation

Le processus par lequel le composite sous forme pâteuse se transforme en matériau solide est la polymérisation de la matrice résineuse.

La polymérisation du monomère ou de l'oligomère implique la libération de radicaux libres qui sont formés par transformation de l'initiateur ou amorceur par des activateurs ou catalyseurs. Les radicaux libres provoquent l'ouverture de la double liaison vinylique et la formation et l'allongement du polymère.

Dans les premiers composites (chémo ou autopolymérisables), ce résultat était obtenu en mélangeant deux pâtes contenant les composants nécessaires à l'induction de la polymérisation : une pâte contenait un activateur (amine tertiaire), tandis que l'autre pâte contenait un initiateur, en général le peroxyde de benzoyle.

Dans un deuxième temps, des composites activés à la lumière ultraviolette (UV) (photopolymérisables) ont été mis sur le marché. L'intérêt d'avoir une seule pâte, de couleur déterminée, polymérisant à la demande en un temps court, a été rapidement apprécié par les praticiens. Ceci a ouvert la voie à l'introduction des composites activés par la lumière visible, permettant de supprimer de nombreux désavantages de la polymérisation par lumière UV.

Des composites dits *dual*, à polymérisation mixte, à la fois auto et photopolymérisables ont été créés pour tirer parti des avantages des deux mécanismes de prise. Polymérisation par la lumière pour initier la polymérisation du composite le plus superficiel, complétée par un phénomène chimique d'autopolymérisation pour le composite le plus profond.

Polymérisation chimique ou chémopolymérisation ou autopolymérisation

Initiateurs ou amorceurs chimiques.

Les principaux amorceurs de la chémopolymérisation sont des peroxydes.

Le peroxyde de benzoyle, initiateur classique, peut être transformé en radicaux libres sous l'action de la chaleur ou de certains produits chimiques (activateurs, accélérateurs, catalyseurs). Dans les composites, le catalyseur chimique est généralement une amine tertiaire aromatique telle que la para-toluidine.

Au cours du stockage, la décomposition lente et progressive du peroxyde de benzoyle entraînera un allongement de plus en plus grand du temps de prise puisque la concentration en initiateur diminue. Par conséquent, la conservation des produits polymérisant à partir du peroxyde de benzoyle sera améliorée en gardant le produit au frais, dans l'obscurité et en dehors de toute contamination.

La quantité de peroxyde de benzoyle varie de manière importante d'un produit à l'autre et va influencer un certain nombre de propriétés du composite. Le peroxyde de benzoyle joue un rôle défavorable sur la stabilité de teinte des composites.

Activateurs ou catalyseurs ou accélérateurs.

Pour obtenir un durcissement rapide à la température régnant dans la cavité buccale, des accélérateurs de polymérisation sont utilisés. Ce sont des composés qui réagissent avec le peroxyde de benzoyle à la température ambiante et libèrent des radicaux libres initiant la polymérisation. Les principaux activateurs sont des amines qui ont comme inconvénient de brunir en vieillissant suite à leur oxydation.

Les amines tertiaires représentent environ 2 % du composite autopolymérisant contre moins de 0,1 % dans les photopolymérisants.

Lorsque les composites autopolymérisants sont récents avec une date de péremption encore lointaine et qu'ils sont mélangés en proportions égales, le peroxyde de benzoyle et

l'amine sont totalement consommés. Malheureusement, le peroxyde de benzoyle se décompose progressivement (effet de la température et du stockage prolongé). L'amine, ne pouvant plus réagir avec suffisamment de peroxyde de benzoyle, s'oxyde et provoque la discoloration intrinsèque du composite.

Avantages et inconvénients.

Les composites autopolymérisants sont encore utilisés dans différents pays. Ils ne nécessitent pas de source lumineuse, génèrent peu de chaleur de prise et sont souvent moins coûteux. Certains le préconisent du fait des plus faibles contraintes de rétraction. La cinétique de prise est plus lente et l'incorporation de bulles d'air diminue le taux de conversion, ce qui rend le matériau plus fluide mais moins performant.

Les principaux désavantages des résines composites autopolymérisantes sont :

- le temps de travail court et le temps de prise long ;
- l'incorporation de bulles d'air (3 à 10 % en volume) inhibant la polymérisation et augmentant la rugosité de surface ;
- le risque élevé de discoloration intrinsèque.

Photopolymérisation

Initiateurs photosensibles.

À la place du système d'initiation par le peroxyde de benzoyle accéléré par les amines, il est possible de provoquer une réaction de polymérisation par l'exposition à des radiations électromagnétiques telles que celles de la lumière UV (longueur d'onde de 365 nm) ou de la lumière visible (dans la fourchette de 420 à 470 nm). Ce sont les photons qui servent d'activateurs en agissant sur les photoamorceurs ou photo-initiateurs pour former des radicaux libres.

Dans les systèmes utilisant l'initiation par lumière UV (365 nm), un composé organique formant des radicaux libres sous l'influence de la lumière UV est incorporé dans la pâte. Le produit habituellement utilisé est le benzoïne méthyléther (0,2 %) qui absorbe la lumière UV et génère des radicaux libres initiant la polymérisation.

Dans les systèmes utilisant la lumière visible, une dicétone (camphoroquinone) est habituellement utilisée en combinaison avec une amine non aromatique telle que le N, N diméthyl-aminoéthyl-méthacrylate (DMAEMA). La camphoroquinone a son absorption maximale à 466,5 nm.

D'autres systèmes de photo-initiateurs sont utilisés par quelques fabricants. Les longueurs d'ondes d'activations peuvent être très différentes de celles de la camphoroquinone. Si cela ne présente pas d'inconvénient pour les sources lumineuses à large spectre (halogènes), il peut y avoir perte sensible, voire absence de polymérisation avec les systèmes à spectre plus restreint [lasers, lampe à plasma, diode électroluminescente (LED)].

L'initiation par lumière visible provoque moins de discolorations différées du matériau suite à la réduction ou la suppression de divers produits (peroxyde de benzoyle, amine) modifiant la teinte au cours du temps.

Activateurs.

Ce sont les photons qui servent d'activateurs en agissant sur les photoamorceurs pour créer des radicaux libres.

3.1.2.Phase inorganique

La phase inorganique ou phase dispersée est constituée par les charges (composants chimiquement inertes) qui renforcent le matériau. Ces charges permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques (résistance à la traction, flexion, compression) des composites. Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, elles compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle et donnent aussi au matériau sa radio-opacité (visualisation radiographique).

Les composites actuels contiennent une grande diversité de charges variant par la taille, la composition et le pourcentage.

La taille des charges utilisées dans les composites varie entre 0,02 µm et 50 µm.

Le pourcentage de charges varie entre 46 et 88 % en poids, ce qui correspond à environ 26 à 74 % en volume (Anusavice et Rawls, 2003 ; Leprince *et coll.*, 2010).

3.1.2.1.Nature, taille et propriétés des charges

Les composites actuels contiennent une grande diversité de particules de charges variant par la taille, la composition et le pourcentage de celles-ci. Les charges, la plupart du temps minérales, varient d'un composite à l'autre mais sont le plus souvent composées de silice sous différentes formes.

Les charges minérales

Les charges minérales sont formées de :

- Silice sous différentes formes :
    - sous formes cristallines (crystobalite, tridymite, quartz) : ces formes sont dures et résistantes.
    - sous forme non cristalline (le verre : verre boro-silicaté) : qualités mécaniques et esthétiques intéressantes

- Verres de métaux lourds qui confèrent au matériau sa radio opacité :
    - silicate de verre de baryum ou de strontium,
    - verre de dioxyde de zirconium,
    - yttrium ou ytterbium trifluorés (YbF_3).

Depuis les années 70, le quartz a été la charge la plus fréquemment utilisée car il est très stable chimiquement et a un indice de réfraction élevé. Cependant, il n'est pas radio-opaque, il possède un coefficient d'expansion thermique élevé, sa structure cristalline implique une géométrie des particules avec des arêtes agressives qui confèrent au matériau composite un pouvoir abrasif, le rendant difficile à polir. Par contre, le silane se lie plus facilement au quartz qu'au verre, ce qui permet une meilleure stabilité de teinte. Le quartz est également moins sensible à l'érosion.

Les charges organiques et organo-minérales

Des charges constituées de résine matricielle polymérisée sont ajoutées au composite pour diminuer la rétraction de polymérisation de la résine et le coefficient d'expansion thermique, améliorer les propriétés optiques et augmenter la dureté du matériau.

Les charges organo-minérales possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosil) et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau. Les micro-charges sont utilisées exclusivement sous cette forme.

Actuellement, on trouve des charges organo-minérales : certains fabricants utilisent des charges à base de céramique organiquement modifiée, ce sont les OrMoCers® (Voco). Il s'agit de macromonomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate.

On trouve également des charges organo-organiques (+/- 20 µm de TriMéthylolPropane Triméthacrylate).

Taille des charges

La taille des particules de charge varie de 0,04 µm à 100 µm. On distingue :

- des macro-charges : grosses particules de verre ou de quartz.
- des micro-charges ≈ 0,04 µm (SiO_2)
- particules de tailles intermédiaires obtenues par fragmentation des macro-charges.

Propriétés des charges

- dureté élevée,
- inertie chimique,
- indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses,
- opacité contrôlée par addition de pigments de dioxyde de titane (TiO_2).

L'augmentation du pourcentage des charges à pour effets d'améliorer les propriétés mécaniques (surtout si le taux de charges est > 60% en volume), de réduire la rétraction de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique, le coefficient d'absorption et la solubilité hydrique.

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effet d'améliorer l'état de surface en augmentant son aptitude au polissage ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte mais aussi de majorer la résistance à l'usure du matériau.

3.1.2.2.Morphologie

La forme des charges varie suivant le mode de préparation :

- anguleuse : obtenue par broyage et attrition,
- arrondie : résultent d'un frittage,
- sphérique : procédé sol-gel (émulsion) ou atomisation.

3.1.2.3.Taux de charge

La proportion de charges peut être exprimée en fraction massique (% en poids) ou en fraction volumique (% en volume). L'augmentation du taux de charges liées à la matrice ainsi que la diminution de la taille des charges améliore de nombreuses propriétés du composite et notamment les propriétés mécaniques, mais ces deux points augmentent la viscosité.

3.1.3.Agent de couplage (silane)

Un agent de couplage organo-minéral est une molécule bifonctionnelle, organophile et minéralophile qui réalise la cohésion entre les charges et la phase organique. Cette molécule est généralement un silane (Si_nH_{2n+2}), molécule composée de silicium et d'hydrogène.

Les silanes les plus largement utilisés sont les organo-silanes tels que le mercaptopropyl-triméthoxysilane ou le triméthoxy-vynil-silane. En présence d'eau, les groupes méthoxy (-OCH_3) sont hydrolysés en silanol (-Si-OH) qui peuvent se lier à d'autres silanol à la surface des charges par formation d'une liaison siloxane (-Si-O-Si) : c'est ce que l'on appelle l'ensimage. Le groupe méthacrylique situé à l'autre extrémité de l'organosilane pourra former une liaison covalente avec la résine du composite lors de la polymérisation, assurant ainsi l'union entre la phase organique et inorganique.

La silanisation non seulement augmente les propriétés mécaniques du composite, mais permet également de réduire la perte des particules due à la pénétration de l'eau entre résine et charges.

3.2.Composites de collage

3.2.1.Composites ou colles sans potentiel adhésif

Ce sont des résines composites micro-chargées (SiO_2 d'environ 0,04µm) ou micro-hybrides (mélange de charges de tailles différentes et de compositions différentes ; macro-charges d'une dimension inférieure à 1µm (entre 0,4 et 0,7µm) et micro-charges de SiO_2 (0,04µm). Leur composition est proche de celle des composites de restauration mais avec une proportion de résine plus importante pour une viscosité plus basse, facilitant leur mise en place et leur adaptation précise à l'élément collé (Raskin *et coll.*, 2005 ; Willems *et coll.*, 1992).

Elles ne possèdent aucun promoteur d'adhésion ni adhésif. Elles sont utilisées en association avec une résine fluide (l'adhésif amélo-dentinaire) qui infiltre les rugosités des surfaces dentaires préalablement mordancées.

3.2.2.Composites ou colles auto-adhésives

Il s'agit en fait de colles et de ciments à la fois, qui possèdent un triple mécanisme de polymérisation : une réaction acide-base (associée à leurs propriétés auto-adhésives) et le duo classique de chémo et photopolymérisation (Bohin et Chau, 2009).

Ces colles durcissent par polymérisation mais également par réaction acide-base. Elles sont donc forcément hydrophiles puisqu'elles ont besoin d'eau pour initier cette réaction de prise.

Elles ont des propriétés autoadhésives et automordançantes grâce à leur matrice organique qui contient des méthacrylates d'acide phosphorique ou carboxylique multifonctionnels. Elles sont aussi caractérisées par une viscosité et un taux de charges élevées. Aucun traitement préalable de la dentine avant collage n'est requis. Sur l'émail en revanche, contrairement aux données des fabricants, la littérature recommande de mordancer l'émail à l'acide orthophosphorique à 37 % pendant 30 secondes (Hikita *et coll.*, 2007 ; Tirlet et Attal, 2008).

Leur principal atout réside dans leur manipulation aisée, similaire à celle des ciments de scellement, bien qu'elles appartiennent à la famille des colles.

Elles tendent à détrôner les colles destinées à être mises en œuvre avec un système adhésif, qu'il soit à mordançage total ou auto-mordançant, tout autant que les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR), du fait d'un emploi clinique nettement simplifié.

Leurs performances mécaniques sont proches de celles des colles conventionnelles, l'adhésion aux tissus dentaires et aux matériaux de restauration couramment employés est spontanée et forte.

3.3.Réaction de prise

La polymérisation d'un composite dentaire est une réaction de polymérisation en chaîne, par addition, radicalaire. La réaction de polymérisation est initiée par la présence de radicaux libres (espèces neutres électriquement avec un électron non partagé). Ces radicaux libres sont le produit de la décomposition d'un amorceur par un activateur.

L'activation peut être d'origine thermique (thermopolymérisation), chimique (chémopolymérisation) ou photochimique (photopolymérisation) (Susperregui, 2010).

On peut résumer la réaction radicalaire ainsi :

$$I + A \rightarrow I^*$$

I : initiateur ; A : amorceur ; I* : initiateur activé ou radical libre

puis trois étapes se succèdent :

- Phase d'initiation = activation des monomères par les radicaux libres,

$$I^* + M \rightarrow M^*$$

M : monomère ; M* : monomère activé

- Phase de propagation : addition, accroissement de la chaîne polymérique,

$$M^*_1 + M \rightarrow M^*_2$$

$$M^*_2 + M \rightarrow M^*_3$$

$$M^*_{(n-1)} + M \rightarrow M^*_n$$

- Phase de terminaison, fin de la réaction : combinaison de 2 chaînes en croissance par leur extrémité radicalaire (addition), ou fixation d'un fragment d'amorceur sur l'extrémité radicalaire, ou saturation de l'extrémité radicalaire par H^+ (dismutation).

En réalité, c'est aussi en grande partie la rigidification du réseau polymère qui ne permet plus aux monomères disponibles de se mobiliser et de se lier aux chaînes existantes.

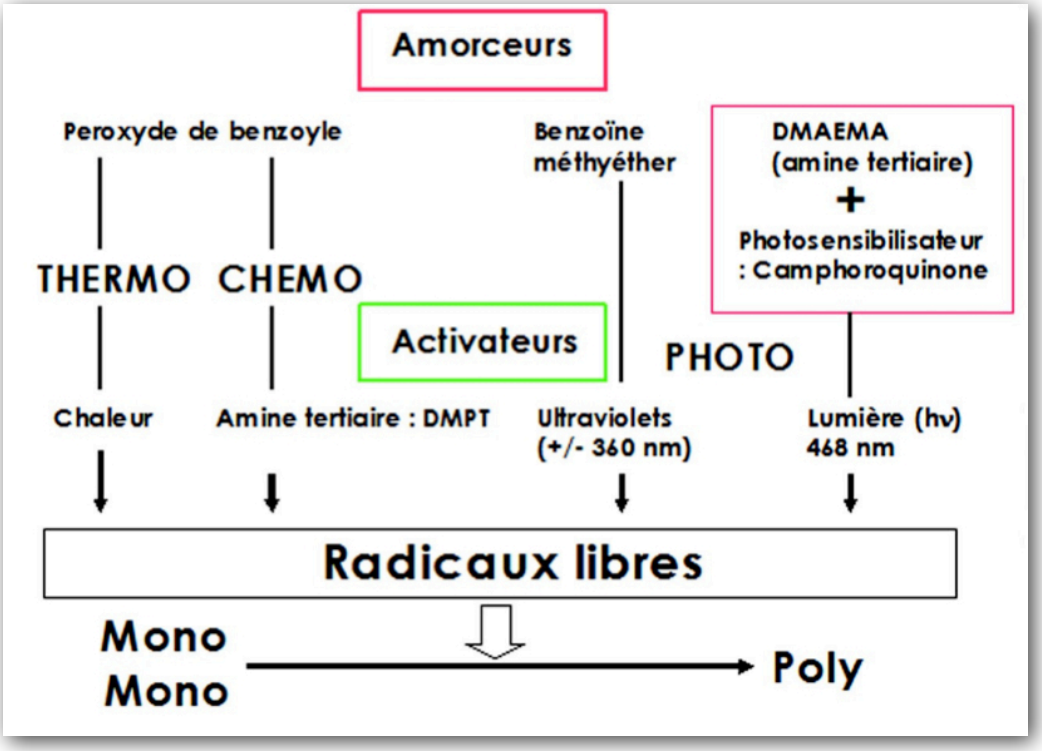


Figure 14 : principaux modes de polymérisation des composites dentaires (Raskin et coll., 2005)

La technique de polymérisation par les rayons ultraviolets n'est plus utilisée depuis plusieurs années. La thermopolymérisation n'est pas utilisée en technique directe, mais pour des restaurations en technique indirecte.

4.Résine « 4 META »

En 1978, les travaux de Nakabayashi et ceux de Takeyama (Atsuta *et coll.*, 1982), aboutissent à une résine acrylique contenant deux nouveaux composés :

- le 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydride) ;

- le tri-n-butyl borane (TBB).

Le 4-META se lie par liaison hydrogène à la résine copolymère PMMA (polyméthacrylate de méthyle) suite à un amorçage redox utilisant le TBB (tri n-Butyl Borane). Ce dernier est activé en présence d'oxygène ou d'humidité et non inhibé comme les amorceurs classiques (Peroxyde-amine).

La résine de type 4-META est douée de propriétés réactives vis à vis de l'apatite de l'émail.

Très rapidement, les résines dites 4-META (Superbond® C&B, SUN Medical Co., Ltd, Shiga, Japon) s'imposent comme un produit de choix pour le collage des alliages métalliques (Chang *et coll.*, 2002). L'adhésion obtenue après sablage à l'alumine dépasse les 15-20 MPa sur des alliages non précieux. L'adhésion aux tissus dentaires, et en particulier à la dentine est efficace, grâce à la création d'une couche hybride de qualité. Une particularité des résines 4-META est de conserver une certaine plasticité après polymérisation, et ainsi d'absorber en partie les contraintes mécaniques et donc de limiter les risques de décollement.

5.Résine « méthyle diphosphate »

En 1981, le laboratoire Kuraray développa un monomère contenant du phosphate (MDP-10 methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) et améliora l'adhésion à la dentine. La résine « MDP », non seulement améliore l'adhésion à l'émail et à la dentine, mais procure un collage très efficace aux alliages métalliques. Le Panavia® (Kuraray Noritake Dental Inc., Japon) est le nom commercial de cette résine « MDP ». La prise du matériau est anaérobie et permet donc un temps de travail important, la polymérisation étant déclenchée après l'application d'un gel d'isolation tel qu'un gel de glycérine (Guastalla *et coll.*, 2005). Par ailleurs, les excédents de matériaux peuvent être photopolymérisés pour un retrait plus aisé.

6.Ciments verres ionomères (CVI)

6.1.Introduction

Wilson et Kent en 1972 (Smith, 1968 ; Wilson et Kent, 1972) ont mis au point les ciments verres ionomères (CVI). Ceux-ci ont bénéficié par la suite de nombreuses améliorations (Simon, 2011).

Les CVI traditionnels sont classiquement composés d'une poudre et d'un liquide à mélanger. Comme tous les ciments utilisés en odontologie, ils sont le résultat d'une réaction acide-base où l'acide est le liquide et la base est la poudre.

Les CVI possèdent une vraie adhésion chimique aux surfaces dentaires par liaison aux ions calcium (Yoshida *et coll.*, 2000). Par le même mécanisme, ils possèdent un potentiel d'adhésion aux oxydes métalliques, ce qui concerne les alliages non précieux (Mizrahi et Smith, 1969), mais aussi les céramiques (zircone et alumine incluses), puisque les céramiques dentaires sont constituées d'oxydes métalliques.

Cette adhésion se fait sans besoin de traitement de surface (Yip *et coll.*, 2001). Cependant, le conditionnement des surfaces dentaires par un acide faible, tel que l'acide polyacrylique ou l'acide citrique, permet de potentialiser cette adhésion chimique et de créer une véritable couche hybride (Hajizadeh *et coll.*, 2009 ; Tay *et coll.*, 2001).

La résistance propre du matériau est inférieure à la force d'adhésion obtenue. Les CVI sont donc le plus souvent renforcés par l'ajout de monomères résineux (HEMA, éthylène glycol diméthacrylates ou dérivés du BisGMA). Ces matériaux hybrides sont composé de deux sous classes :

- les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR)

- les compomères (Chéron et Degrange, 2007).

Les CVIMAR sont des ciments verres ionomères conventionnels auxquels sont ajoutés des monomères acryliques hydrophiles et des amorceurs de polymérisation. Ils possèdent donc une double réaction de prise : réaction acide-base et polymérisation. Après prise, la charpente de résine qu'ils contiennent augmente significativement leurs propriétés mécaniques et les rend plus résistants à la solubilité. On les emploie généralement comme un ciment. Les CVI-MAR ont donc un double mécanisme d'adhésion aux tissus dentaires. L'un est de nature chimique, comme les CVI classiques, l'autre est micromécanique comme les colles.

Les compomères sont quasiment des colles composites hydrophiles. Leur matrice résineuse présente des fonctions acides, et ils contiennent, en plus des charges inertes d'un composite classique, les charges basiques réactives d'un verre ionomère. Il n'y a pas d'eau dans leur composition. Leur prise se fait donc uniquement par polymérisation. La réaction acide-base intervient uniquement après durcissement au contact des fluides buccaux. Contrairement aux CVIMAR, ces compomères ne sont pas auto-adhésifs et ils nécessitent d'être couplés à des adhésifs amélo-dentinaires avec les traitements de surface que cela implique. Malgré un potentiel d'adhérence intéressant, la lourdeur de mise en œuvre limite leurs indications cliniques.

6.2.Composition des CVI traditionnels

Initialement, les ciments ionomères étaient présentés sous la forme d'un liquide (acide polyacrylique) et d'une poudre (verre ionomère). Par la suite, étant donné la tendance à la polymérisation spontanée de l'acide polyacrylique en solution, ont été mis au point des

ciments à l'acide polyacrylique anhydre mélangé à la poudre de base. Il suffit de mélanger la poudre avec de l'eau pour solubiliser l'acide polyacrylique (Attal, 2009).

6.2.1.La poudre

La poudre se compose d'alumino-silicates fluorés (FAS) (Kent *et coll.*, 1979).

Composition de la poudre :

- fluorure de calcium CaF_2 : 34 %
- silice SiO_2 : 30 %
- alumine Al_2O_3 : 16 %
- phosphate d'alumine $AlPO_4$: 10 %
- trifluorure d'aluminium AlF_3 : 5 %
- cryolithe Na_3AlF : 5 %

Cette poudre est obtenue par cuisson d'alumine et de silice avec un flux de fluorure de calcium et de sodium, d'aluminium et de phosphate à 1050 - 1350°C. Ce composé est brutalement refroidi, les fragments de verre sont broyés finement jusqu'à obtenir une poudre de granulométrie qui peut aller au maximum jusqu'à 30-40 µm. Notons ici la taille importante des particules qui influencera en particulier les propriétés optiques des CVI et leur aptitude au polissage.

6.2.2.Le liquide

Le liquide est une solution aqueuse de polyacide organique ou acide polycarboxylique de type polyalkénoïque avec, pour 45 à 50 % (Crisp *et coll.*, 1980 ; Kovarik *et coll.*, 2005) :

- de l'acide polyacrylique
- de l'acide itaconique
- de l'acide tartrique
- de l'acide maléique

Cet acide se retrouve sous différentes formes, ionisée en solution aqueuse ou déshydratée (lyophilisation) incorporée à la poudre.

L'acide polycarboxylique est un acide qui possède de nombreuses fonctions carboxy qui sont les sites réactifs de la réaction de prise (COOH ou COO^- en fonction du pH). La présence de fonctions carboxy est très importante car ce sont ces fonctions qui vont être à l'origine :

- d'une part de la formation du sel de polyalkénoate métallique,

- d'autre part des propriétés adhésives intrinsèques des CVI.

Cet acide possède une masse moléculaire importante, ce qui explique sa viscosité dans les flacons de liquides lorsqu'il se présente sous forme ionisée.

Sous sa forme déshydraté le flacon ne contient que de l'eau distillée. Dans ce cas, l'acide mélangé à la poudre de verre est hydraté au cours de la préparation. Les avantages de cette présentation résident surtout dans une amélioration de l'aptitude au dosage du liquide.

6.3.Composition des CVIMAR

Les CVI modifiés sont des matériaux hybrides issus d'une combinaison entre la chimie des CVI conventionnels et la technologie des résines méthacrylates.

Dans leur forme la plus simple, ils correspondent à un CVI modifié par l'incorporation de petites quantités de résine de type HEMA ou BisGMA. Dans leur forme plus complexe, les chaînes de polyacides ont été modifiées afin de présenter un site de polymérisation entre chaînes.

Le principe est de renforcer la matrice acide/base par une matrice résine.

6.3.1.La poudre

La poudre est un mélange de particules de verre de FAS, desquelles les ions Ca^{2+}, Al^{3+}, Na^+ et F^- peuvent se détacher, associées à un complexe polyacide (acide tartrique et acide polyacrylique modifié) lyophilisé.

6.3.2.Le liquide

Le liquide est une solution aqueuse à base d'HEMA, monomère acrylate soluble dans l'eau, complétée par des photo-initiateurs également solubles, de type camphoroquinone et des activateurs photosensibles (Mitra, 1989 ; Nicholson, 2002). Certaines formulations plus complexes incluent la présence de chaînes de polyacides présentant des radicaux méthacrylates pouvant polymériser par activation photochimique.

6.4.Réaction de prise

6.4.1.CVI traditionnels

Le principe est une réaction acide-base. Les protons H^+ libérés de l'acide organique attaquent la surface des particules d'alumino-fluoro-silicates de verre libérant des cations de calcium, d'aluminium, de silice chargés positivement et des anions de fluor chargés négativement (Lasfargues *et coll.*, 1998).

Dans un premier temps, les ions métalliques Ca^{2+} (issus du CaF_2) et Al^{3+} (issus du Al_2O_3) se lient aux anions carboxyles ($R\text{-}COO^-$) des molécules de copolymère pour former des polyacrylates de Ca^{2+} et d'Al^{3+}, en créant un gel soluble. De l'acide silicique est également libéré entourant les particules de verre, d'un gel silicique.

Secondairement, les autres cations, par fixation directe ou par compétition avec les ions Ca^{2+} déjà fixés, complètent la formation de cette matrice qui devient insoluble. Les particules de verres restantes forment l'assise mécanique du gel insoluble.

Il en résulte une réticulation entre les chaînes copolymères (Barry *et coll.*, 1979 ; Crisp et Wilson, 1974).

Schématiquement, la réaction de prise est donc :

acide polyacrylique + FAS ⟶ sel de polyacrylate de calcium et d'aluminium

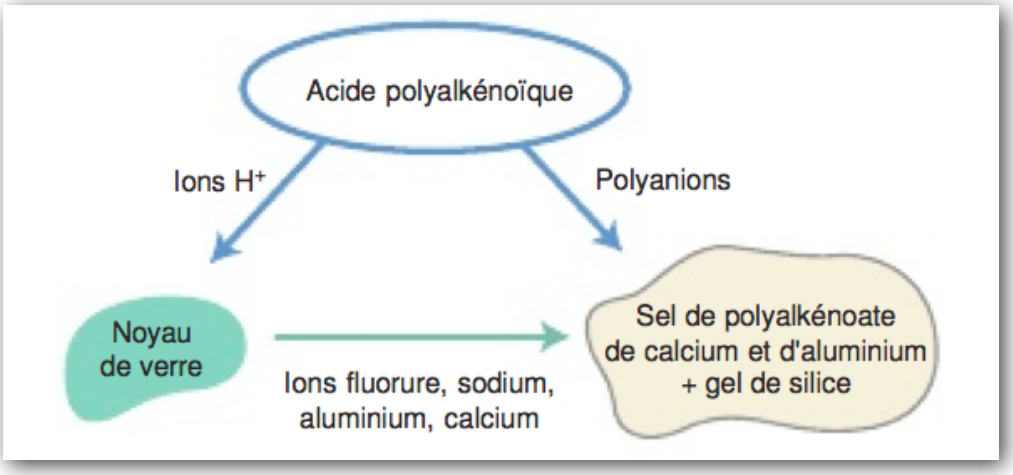


Figure 15 : schématisation de la réaction de prise des CVI conventionnels (Lasfargues et coll., 1998)

La réaction de prise entraîne une contraction de l'ordre de 2 %, à l'origine de contraintes internes pouvant générer des microfissures. En début de prise, l'adhérence du matériau aux parois dentinaires est supérieure aux contraintes internes, ce qui augmente les

risques de craquelures. Le phénomène est en partie compensé par une absorption d'eau d'origine dentinopulpaire, ce qui secondairement « gonfle » le matériau. Cette expansion hygroscopique peut s'apparenter à un mécanisme d'autoréparation (Davidson et Abdalla, 1994).

Le ciment durci forme un système composite très complexe liant les particules de verre partiellement dégradées à l'hydrogel polyacrylique de silice. La cohésion de l'ensemble est modeste et fonction des liaisons croisées ioniques, des ponts « hydrogènes », et de l'enchevêtrement des chaînes moléculaires.

Le ciment se compose donc de particules de verres enrobés dans une matrice de polyacrylate de Ca^{2+} et d'Al^{3+}.

Les différentes phases

Trois phases peuvent être décrites dans la réaction de prise :

- la phase de relargage ionique,
- la phase de la matrice hydrogel (prise initiale),
- la phase du polysel gélifié (prise finale).

6.4.1.1.La phase de relargage ionique ou de dissolution

Cette phase démarre dès le mélange effectué. La solution aqueuse de polyacide attaque les particules de FAS et dissout la surface du verre. On aboutit à une libération d'ions F^-, Ca^{2+} et Al^{3+}. Une légère exothermie (3 à 7 °C) accompagne cette première phase. C'est pendant cette phase que les propriétés adhésives du CVI sont les meilleures car c'est le moment pendant lequel les groupements carboxy du polyacide sont encore libres.

L'aspect du CVI pendant cette phase est brillant et glacé. Pendant la dernière partie de cette phase, le CVI perd son aspect brillant et ne doit plus être manipulé.

6.4.1.2.La phase de l'hydrogel matriciel ou phase de gélification

2 à 3 minutes après le début du mélange et pendant à peu près 5 minutes, les ions Ca^{2+} réagissent avec les charges négatives du polyacide en formant des polyacrylates de Ca^{2+} grâce à des « *cross linking* ». Cela réduit la mobilité des chaînes de polymère en réalisant la gélification initiale du CVI.

Aspect du CVI pendant cette phase : le CVI est rigide et opaque. Cette opacité est due à la grande différence entre les indices de réfraction des particules de verre et de la matrice. L'aspect opaque n'est que temporaire et disparaîtra durant la réaction de prise finale.

6.4.1.3.La phase du polysel gélifié ou phase de durcissement

Cette phase démarre après la prise initiale et peut continuer pendant plusieurs jours. La matrice termine sa maturation grâce au relargage plus lent des ions Al^{3+}. On aboutit à la forme finale du CVI pris, c'est à dire un polysel qui entoure les particules de verre qui ont incomplètement réagi. Les polyacrylates d'aluminium sont insolubles.

Durant cette phase, le CVI est translucide et s'intègre assez bien à la dent car le gel silicique qui entoure maintenant les charges a un indice de réfraction assez proche de celui de la matrice. Si le CVI garde la teinte opaque qu'il avait pendant la deuxième phase, c'est que le gel du polysel ne s'est pas formé correctement, en raison probablement d'une contamination précoce d'eau. A ce stade, le CVI est sensible à l'hydrolyse ou à la dessiccation.

Au cours de la réaction de prise, seulement 20 à 30 % du verre est décomposé par l'attaque acide, la partie de la poudre n'ayant pas réagi joue le rôle de charge. Le matériau possède donc une structure qu'on pourrait presque qualifier de « composite » avec une matrice renforcée par les charges.

Au sein du CVI pris, on trouve 20 à 25 % d'eau. L'hydrophilie de ce matériau est donc une propriété directement issue de sa composition.

6.4.2.CVIMAR

Les CVIMAR sont caractérisés par une double réaction de prise :

- une réaction acide-base identique à celle des CVI traditionnels,

- une réaction de polymérisation radicalaire initiée ou non par la lumière, comme pour les résines composites.

La réaction acide-base n'est pas induite pas la photopolymérisation mais bien par le mélange de deux constituants.

La polymérisation aboutit, en présence des photoactivateurs chimiques, à la formation de chaînes polymères ou polyHEMA. L'HEMA est un monomère hydrophile qui, par sa

fonction alcoolique, va imprégner le réseau des fibres de collagènes, tandis que sa fonction méthacrylate assure la jonction avec la matrice ionomère (Li *et coll.*, 1996).

7.Résines adhésives ou adhésifs

Les adhésifs amélo-dentinaires sont des biomatériaux d'interfaces. Ils contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés (ou d'autres substrats) et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage. Hormis les ciments verre-ionomères, leurs dérivés et quelques rares colles auto-adhésives, tous les biomatériaux composites requièrent leur emploi (Van Landuyt *et coll.*, 2007).

Les monomères qu'ils contiennent sont susceptibles de pénétrer les microrugosités de l'émail et de la dentine avant de se lier par polymérisation au matériau de restauration ou d'assemblage. Leur infiltration nécessite une attaque acide préalable ou simultanée à leur application. Après prise, ils contribuent à former une interphase mixte tissus-biomatériaux (Nakabayashi et Takarada, 1992). La principale composante de cette adhésion est donc d'ordre micro-mécanique, voire nano-mécanique. En réalité, leur mode de liaison est un phénomène plus complexe qui implique des contributions tant physiques que chimiques. Par ailleurs, les groupements fonctionnels de certains monomères seraient susceptibles de former des liaisons chimiques primaires notamment avec le calcium de l'hydroxyapatite (Yoshida *et coll.*, 2004).

La capacité adhésive des adhésifs dentaires est basée sur une adhérence double. L'adhésif doit adhérer à l'émail et la dentine (ou aux substrats), et l'adhésif doit se lier aux matériaux de collage. La liaison aux colles résulte d'un processus de copolymérisation des liaisons résiduelles de la couche inhibée par l'oxygène. Quant à la liaison aux différents substrats, l'adhésion micro-mécanique est supposé être le mécanisme de liaison principal voir exclusif. Ceci est réalisé par un processus d'échange par lesquels le matériau dentaire inorganique est remplacé par des monomères de résine qui s'accrochent dans les rétentions lors du durcissement (Asmussen *et coll.*, 1991 ; Van Meerbeek *et coll.*, 2003).

7.1.Composition chimique

Les fabricants sont généralement réticents à révéler la composition de leurs adhésifs. Afin d'éviter la divulgation des composants, ils utilisent souvent des termes descriptifs.

Les adhésifs dentaires peuvent être classés en deux groupes principaux, en fonction des mécanismes d'action des différents systèmes :

- les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R) et

- les systèmes auto-mordançants (SAM).

Ces systèmes seront détaillés plus loin dans la partie « principe d'action, protocole et approche rationnelle ».

Ils contiennent tous des ingrédients similaires, quel que soit leur présentation commerciale. Néanmoins, la composition diffère entre les différentes classes d'adhésifs. Traditionnellement, les adhésifs contiennent des monomères de résines acryliques, des solvants organiques, des initiateurs et des inhibiteurs, et parfois des particules de charge.

7.1.1.Résine matricielle : monomères ou oligomères

Les adhésifs dentaires contiennent des monomères de résine qui sont semblables à ceux utilisés dans les résines composites. Comme pour les composites, la résine durcie dans l'adhésif et assure la continuité structurelle de l'ensemble. Les monomères doivent être considérées comme les composants les plus importants de l'adhésif. En effet ils en sont les principaux constituants.

Les monomères peuvent posséder un seul ou plusieurs groupements polymérisables, ainsi que des groupes fonctionnelles, qui leur apportent une fonction spécifique.

7.1.2.Autres composants

- Initiateurs de prise : photo-initiateur (camphoroquinone, 1-phenyl-1,2propanedione, acylphosphine oxydes), et initiateur chimique (benzoylperoxyde, tri-n-butyl borane).

- Inhibiteur de prise (butylhydroxytoluène, hydroquinone monométhyléther)

- Solvants : eau, éthanol, acétone. L'addition de solvants à des résines est indispensable à la composition d'adhésifs. Il sont capables de dissoudre ou de disperser une ou plusieurs autres substances pour permettre à la résine de prendre la place.

- Charges : alors que les résines composites, par définition, contiennent toujours des particules de charge, ce n'est en général pas le cas pour les résines adhésives. Quand elle en contiennent ce n'est qu'en faible quantité.

- Substances spécifiques : stabilisateurs d'humidité, désensibilisants, stabilisateurs des fibres de collagène, antibactériens, colorants...

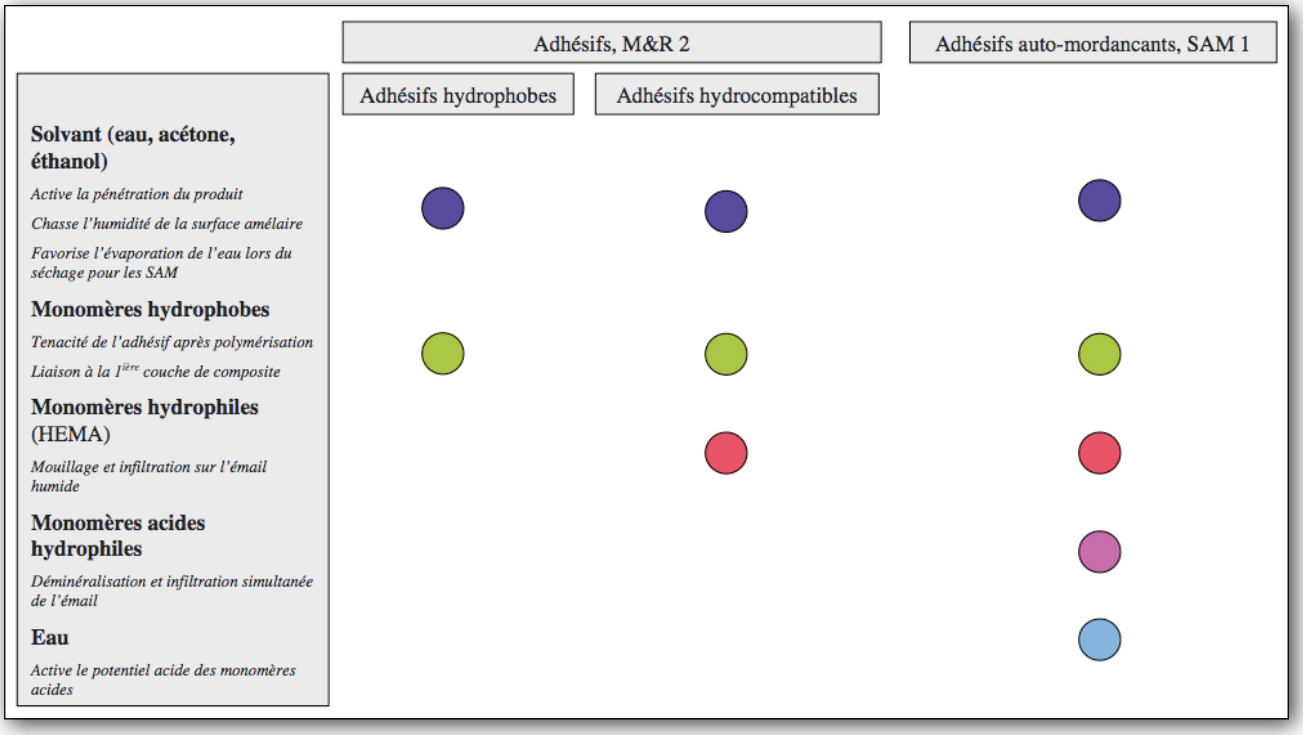


Figure 16 : composition simplifiée des adhésifs à polymérisation photo-chimique utilisés en orthodontie (Mano et Medhi, 2009)

7.2.Principe d'action, protocole et approche rationnelle

Depuis 1952 à nos jours les systèmes adhésifs n'ont cessé d'évoluer. Une classification d'origine historique, avec plusieurs générations d'adhésif, actuellement de la 7e génération, s'est mise en place et a pris un caractère « *marketing* » depuis une décennie. En effet, si les 4 dernières générations présentent quelques singularités, elles répondent toutes du même principe fondamental. Par ailleurs, la notion de génération ne prend ni en compte les principes d'action des adhésifs, ni leurs performances et il n'apparaît pas évident que chaque génération représente un apport thérapeutique par rapport à celle qui la précède.

Il est donc nécessaire d'avoir recours à une classification plus rationnelle (Van Meerbeek *et coll.*, 2003).

On distinguera donc 2 grands groupes d'adhésifs (Degrange et Pourreyron, 2009) :

- ceux qui requièrent un mordançage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (M&R).

- ceux que l'on applique directement sur les surfaces dentaires sans aucun traitement préliminaire, appelé systèmes auto-mordançants (SAM).

On peut distinguer dans chacun de ces groupes, deux sub-divisions selon le nombre de séquences de mise en œuvre :

- 3 et 2 temps, pour les adhésifs classiques nécessitant un mordançage préalable.

- 2 et 1 étape pour les adhésifs auto-mordançants.

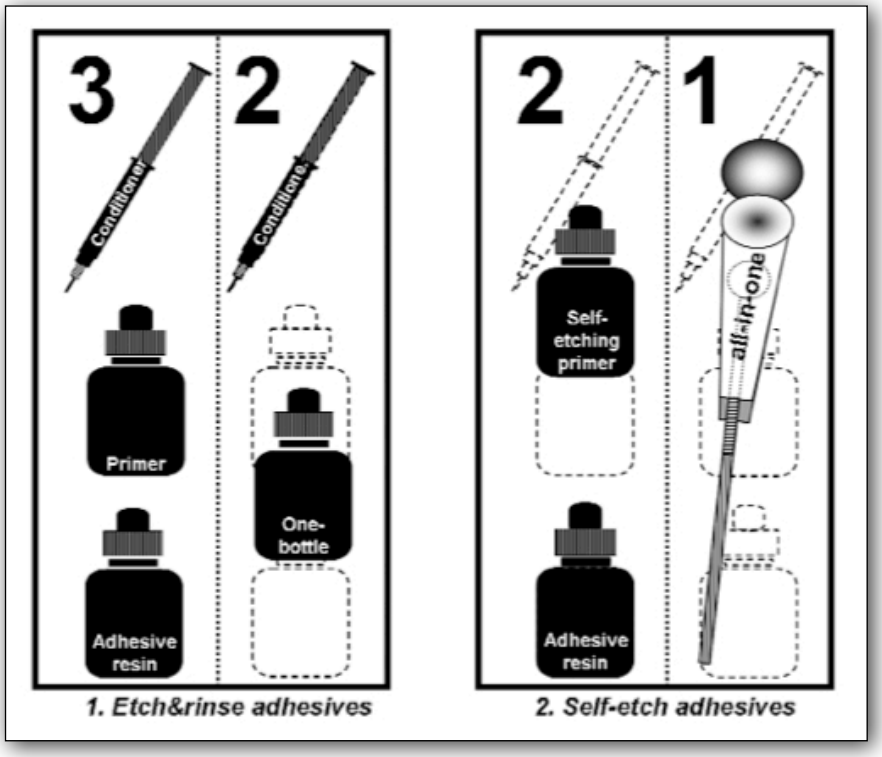


Figure 17 : classification contemporaine des adhésifs selon la stratégie d'adhésion et le nombre d'étapes d'application clinique (Van Meerbeek et coll., 2003)

Ce classement simple permet d'intégrer toutes les variétés de produits actuellement disponibles.

Après fraisage, les surfaces dentaires sont recouvertes par une boue formée de débris de coupe, appelée encore « *smear layer* ». Cette couche poreuse de 1 à 3 µm est formée par un agglomérat d'hydroxyapatite, de protéines et de bactéries ; ce qui va empêcher la mise en place de l'adhésif amélo-dentinaire immédiatement après la taille de cavité.

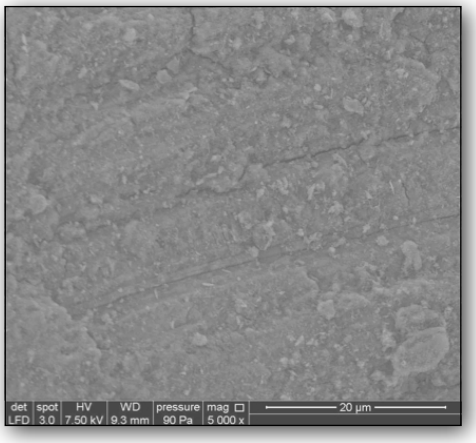


Figure 18 : surface dentinaire sans traitement de surface préalable, les tubulis ne sont pas décelables car recouverts par les boues de fraisage, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (Mortier et coll., 2011)

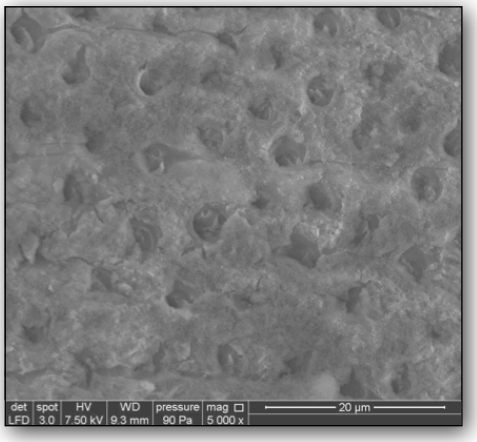


Figure 19 : surface dentinaire identique à la figure précédente après traitement à l'acide orthophosphorique à 34,5% durant 15 secondes, la couche de boue dentinaire est supprimée, les tubulis apparaissent, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (Mortier et coll., 2011)

Quel que soit le système adhésif, la procédure de collage commence par un traitement acide pour éliminer ou stabiliser la boue dentinaire.

Ce traitement acide affecte au-delà de cette couche, la surface de l'émail et de la dentine pour créer des micro-rugosités et des micro-porosités propices à l'infiltration de monomères qui, après polymérisation, formeront une interphase adhérente et idéalement étanche entre les tissus dentaires et le biomatériau de restauration ou de collage. Schématiquement, il s'agit de substituer à l'hydroxyapatite déminéralisée ou éliminée de la résine.

7.2.1.Les systèmes avec mordançage préalable et rinçage (M&R)

Dans ce groupe d'adhésifs amélo-dentinaires, nous distinguons deux sous-groupes en fonction du nombre de séquences de mise en oeuvre. Nous trouvons des systèmes en trois temps (M&R 3) et des systèmes en deux temps (M&R 2).

Ces systèmes comprennent trois agents :

- le conditionneur ou agent de mordançage,
- le primaire ou promoteur d'adhésion ou primaire d'adhésion ; qui est une résine bipolaire diluée dans un solvant et capable de faire le lien entre les tissus dentaires hydrophiles et la résine hydrophobe,
- la résine adhésive ou bonding agent ; résine à base de monomères de méthacrylates, chargée ou non.

7.2.1.1.Les systèmes en trois temps (M&R 3)

Ces systèmes vont nécessiter l'emploi successif de trois produits pour traiter la surface de la dent et ainsi permettre l'adhésion d'une surface hydrophile (le tissu dentaire) à une surface hydrophobe (la résine composite).

Le mordançage

Le premier temps consiste à appliquer un gel ou une solution d'acide orthophosphorique à la surface de la dent pendant une durée de 30 secondes au niveau de l'émail et 15 secondes au niveau de la dentine. Ensuite, un rinçage air-eau abondant durant un temps égal au temps d'application est nécessaire pour éliminer l'ensemble de l'acide orthophosphorique. La concentration de cet acide est habituellement de 37 % afin d'obtenir une efficacité suffisante donnant aux surfaces amélaires un aspect blanc mat et crayeux. Ces durées peuvent êtres légèrement variables en fonction du pH et de la concentration de l'acide. Ce traitement élimine l'essentiel des boues dentinaires, ouvre les orifices tubulaires en entonnoir et déminéralise superficiellement les zones péri- et intertubulaires sur une profondeur de un à quelques µm. La dentine mise à nue est constituée d'un réseau de fibrilles de collagène entrelacées et dispersées dans l'eau du rinçage. Cette zone ainsi exposée est hydrophile ce qui pose problème pour y infiltrer une quantité suffisante de monomères méthacryliques hydrophobes nécessaires à l'obtention d'une bonne copolymérisation avec le biomatériau de restauration. Le rôle du primaire a alors toute son importance.

Le primaire d'adhésion

Le primaire d'adhésion ou « *primer* » est essentiel dans le collage à la dentine. Il va en effet permettre d'une part de maintenir suffisamment poreux le réseau de collagène et d'autre part permettre sa ré-expansion s'il a été collapsé lors du séchage. Constitué par un mélange d'eau, de monomères hydrophiles comme l'HEMA et de solvants organiques, il va aussi permettre de transformer la surface dentaire à présent hydrophile en une surface hydrophobe permettant la liaison avec la résine adhésive. Après l'application de ce primaire, il est nécessaire de sécher la surface dentaire pour éliminer totalement les solvants et l'eau qui pourraient réduire le taux de conversion des monomères de résines (Jacobsen et Söderholm, 1995).

La résine adhésive

La troisième et dernière étape du traitement adhésif consiste à appliquer de la résine adhésive qui doit pénétrer les tubules et s'infiltrer dans les canaux du réseau protéique inter et péri-tubulaire. Après copolymérisation avec le composite, on aboutit à la formation d'une interphase adhérente et étanche entre le composite et la dentine intacte. Cette interphase est constituée d'une couche hybride inter et péri-tubulaire de brides résineuses intra-tubulaires appelées aussi « *tags* ».

7.2.1.2.Les systèmes en deux temps (M&R 2)

Les systèmes adhésifs en deux temps regroupent le primaire et la résine adhésive dans un même flacon. Le mordançage se réalise quant à lui comme dans les systèmes en trois temps à l'aide d'un acide orthophosphorique. Le deuxième flacon contient à la fois les éléments du primaire et de la résine adhésive, c'est-à-dire des monomères hydrophobes, des monomères hydrophiles, des solvants, parfois des charges et bien sûr, des amorceurs de polymérisation. Les solvants organiques qui sont habituellement de l'alcool ou de l'acétone vont faciliter la pénétration de la résine et l'évaporation de l'eau. Ce système est donc plus simple que le précédent. Cependant, l'état d'hydratation de la dentine après le mordançage est d'une extrême importance. Elle ne doit pas en effet être trop saturée en eau sous peine d'une mauvaise formation du joint adhésif continu par phénomène de sur-mouillage.

Elle ne doit pas non plus être trop séchée sous peine de provoquer un effondrement du collagène. Même si de nombreuses solutions ont été proposées comme un séchage progressif en se rapprochant de la préparation, une élimination des excès par simple

aspiration avec la canule salivaire ou un tamponnement à l'aide de boulettes de coton humide, il reste difficile pour le clinicien de trouver un juste milieu entre ces deux situations.

7.2.2.Les systèmes auto-mordançants (SAM)

Les systèmes auto-mordançants contiennent tous de l'eau, nécessaire pour activer le potentiel d'ionisation de leurs monomères fonctionnels acides qu'ils contiennent, et comme ils participent à la polymérisation, il n'y a donc pas de rinçage après leur application.

Les monomères acides déminéralisent et infiltrent simultanément émail et dentine. Au niveau de la dentine, ils dissolvent en premier la phase minérale de la boue dentinaire avant d'attaquer superficiellement la dentine sous jacente. Les ions calcium et phosphates passent en solution dans l'adhésif liquide. Les groupements carboxyles ou phosphates de certains monomères fonctionnels peuvent former des liaisons chimiques avec les phases d'hydroxyapatite dissoute, contribuant à une meilleure cohésion de la résine infiltrée après polymérisation. La boue dentinaire n'est donc pas totalement éliminée mais infiltrée. Après polymérisation, les constituants organiques de cette boue sont imprégnés par la résine de l'adhésif, ainsi que les fibres de collagène de la surface dentinaire traitée. La zone hybride contient donc à la fois les protéines de la boue et de la dentine. Comme le pH des monomères se situe dans la fourchette 0,8-2,5, la couche hybride est de faible épaisseur comparée à celle que l'on peut former après attaque à l'acide orthophosphorique qui est plus acide (système M&R). Mais il est clairement établi que l'adhérence à la dentine ne dépend pas de l'épaisseur de la couche hybride (Tani et Finger, 2002).

L'acidité relativement plus faible des primaires des SAM n'est pas sans conséquences sur leur efficacité au niveau de l'émail et sur la durabilité des joints qu'ils forment. C'est pourquoi il est possible de distinguer les primaires et/ou adhésifs à caractère acide « fort » (pH≤1) et ceux à caractère acide « modéré » qui sont plus faiblement acides avec un pH d'environ 2 ou plus (Van Meerbeek *et coll.*, 2003).

Il existe donc des systèmes auto-mordançants qui nécessitent l'application successive de 2 produits différents (SAM2) et d'autres qui ne requièrent qu'une seule application (SAM1).

7.2.2.1.Les systèmes auto-mordançants en deux temps (SAM 2)

Dans les systèmes SAM 2, on applique en premier pendant 20 à 30 secondes sur la surface dentaire un primaire acide aussi appelé « *self etching primer* ». Celui-ci va déminéraliser et infiltrer simultanément les tissus dentaires calcifiés. Après évaporation de l'eau qu'il contient par séchage, on applique une résine adhésive classique dont la majeure partie des composants est hydrophobe, comme on peut rencontrer dans les systèmes M&R 3, qui va pénétrer dans les canalicules à la même profondeur que le primaire auto-mordançant en formant une couche hybride fine.

7.2.2.2.Les systèmes auto-mordançants en un temps (SAM 1)

Contrairement aux SAM 2, les SAM 1 combinent avec un seul produit les étapes de mordançage, primaire et résine adhésive, c'est à dire le tout en un aussi appelé « *all-in-one* ». Leur avantage apparent est de simplifier la procédure clinique du collage. Outre cet aspect ergonomique, la réduction des séquences opératoires limite potentiellement le risque d'erreur de manipulation que l'on peut faire à chaque étape du collage. Toutefois, ces produits associent nécessairement de l'eau, des monomères hydrophiles, des solvants et des monomères hydrophobes. La coexistence de ces constituants dans une solution homogène ne peut se faire que dans des limites critiques de composition. Ils peuvent être sujet à séparation de phase lors de leur procédure d'application surtout si l'évaporation de l'eau qu'ils contiennent n'est pas suffisante (Van Landuyt *et coll.*, 2005).

PARTIE III
PRÉSENTATION ET PROTOCOLES CLINIQUES DES SYSTÈMES DE COLLAGE UTILISÉES EN ORTHODONTIE

En orthodontie, il existe une classification différente de celle utilisée en odontologie conservatrice et prothétique, en fonction de leur présentation commerciale et de leur protocole d'utilisation (Hitmi *et coll.*, 2002).

Il est donc possible de distinguer plusieurs familles de colles : les colles composites, les colles auto-adhésives et les ciments verres ionomères (CVI). Parmi les composites on distingue les colles hydrophobes, hydrophiles et les auto-mordançantes. Quant aux CVI seuls les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) offrent une résistance suffisante pour le collage en orthodontie (Roos, 2005).

Les colles composites sont composées d'un adhésif et d'un composite. Dans le cas des ciments verre-ionomères et des colles auto-adhésives la nécessité d'un d'adhésif n'est pas obligatoire. Pour cette raison, nous parlerons de colle, en distinguant l'adhésif et le composite.

1.Les colles composites

(Hitmi *et coll.*, 2002 ; Roos, 2005)

1.1.Les colles hydrophobes

L'adhésif et le composite sont ici tous les deux composés de monomères hydrophobes.

Leur polymérisation peut être chimique ou photochimique.

1.1.1.Polymérisation chimique

On trouve sur le marché, soit des systèmes pâte-pâte, soit des systèmes pâte-catalyseur.

1.1.1.1.Les systèmes pâte-pâte

(présentés en réalité sous forme 2 liquides et 2 pâtes)

Figure 20 : Concise® Orthodontic Adhesive (3M Unitek)

Mode d'application

- Après préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux, le mélange des liquides (base + activateur) est appliqué sur les surfaces dentaires. L'application de ce mélange sur la base du bracket n'est pas indispensable ; elle présente, toutefois, l'avantage d'améliorer l'étalement de la pâte dans les rétentions de la base de l'attache.

- Application du mélange pâte-pâte (base + activateur) sur la base de l'attache.

- Mise en place du bracket, élimination des excès avant la prise et attente de la prise complète de la colle avant la mise en place d'un arc.

Avantages liés au mode de prise

Une prise en masse et un taux de conversion non dépendant de l'opérateur.

Inconvénients liés au mode de prise

- leur malaxage peut être à l'origine de l'incorporation de défauts et de porosités, diminuant leurs propriétés mécaniques ;

- leur temps de travail est limité nécessitant un travail à quatre mains ;

- la qualité de la polymérisation dépend du rapport base/catalyseur ;

- des altérations de l'émail peuvent survenir, lors de la dépose du bracket et de la suppression des résidus de colle, surtout pour les attaches en céramique rigides et indéformables.

1.1.1.2.Les systèmes pâte-activateur, ou colles dites de «contact»

Dans ces systèmes, le liquide contient l'adhésif plus l'activateur de la polymérisation du composite (la pâte) ; la pâte contient l'activateur de la polymérisation du liquide.

Figure 21 : Rely a Bond® (Reliance)

Mode d'application

Après préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'aspect blanc crayeux, l'adhésif est appliqué sur les surfaces dentaires et sur la base des brackets.

La mise en place du liquide activateur est, dans ce cas, indispensable sur la surface amélaire et sur la base du bracket, car la prise se fait grâce à la diffusion de l'activateur du liquide vers la pâte et de la pâte vers le liquide.

La pâte est appliquée sur la base de l'attache puis le bracket est mis en place. Les excès sont éliminés avant la prise. Il faut attendre la prise complète de la colle avant la mise en place d'un arc.

Avantages

Ces systèmes présentent le seul avantage par rapport aux colles précédentes de ne pas nécessiter de mélange. Le composite présente, de plus, moins de porosités.

Inconvénients

Ils présentent l'inconvénient d'avoir une prise par diffusion. Leur taux de conversion est fonction de l'épaisseur de la colle et de la qualité d'adaptation du bracket sur la dent. D'où leur taux d'échec important au niveau des attaches prémolaires, qui sont les attaches les moins adaptées à la morphologie dentaire. Ces colles, comme les précédentes, présentent un temps de travail limité.

Lorsque la surface mordancée est supérieure à la taille du bracket, la résine pénétrant dans les zones amélaires déminéralisées ne sera pas polymérisée et sera un bon support de croissance bactérienne. Ce paramètre constitue, sans doute, un risque majeur de déminéralisation autour des attaches.

1.1.2.Polymérisation photochimique ou photopolymérisation

Protocole clinique

- Après préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'aspect blanc crayeux, application du liquide (l'adhésif) sur les surfaces dentaires.

- Application de la pâte (la colle composite) sur la base de l'attache.

- Mise en place du bracket et élimination des excès.

- Photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale.

Avantages

- Produits « monocomposants », il n'y a donc pas d'incorporation de porosités et leur manipulation est simple ;

- le temps de travail disponible est long.

Inconvénients

- Ils sont sensibles à la lumière ce qui nécessite un conditionnement adapté ;

- leur degré de conversion est fonction de plusieurs paramètres.

Paramètres d'influence

Plusieurs paramètres influencent la qualité de la photopolymérisation de la colle, à savoir :

- l'épaisseur de la colle : si l'épaisseur de la colle est importante, il faut augmenter le temps et multiplier le nombre d'insolations ;

- la nature et le taux des charges dans la colle : plus la colle est chargée, plus elle absorbe de la lumière, plus il est nécessaire d'augmenter le temps d'insolation ;

- la puissance de la source lumineuse : il est nécessaire de contrôler la puissance de lampe qui doit être supérieure à 500mW/cm^2 ;

- la longueur d'onde de la lumière émise : le praticien ne peut pas agir sur ce paramètre ;

- la distance source lumineuse/colle : se rapprocher le plus possible de la colle, pour une meilleure polymérisation ;

- l'entretien de la lampe à photopolymériser doit être régulier, surtout au niveau du guide lumineux (Pelissier et Duret, 2007);

- le temps d'insolation dépend de la lampe ;

- la nature des brackets, en métal, en céramique ou en résine, influence leur capacité à réfléchir la lumière.

Par ailleurs, avec l'apparition de lampe à diodes électroluminescentes extrêmement puissantes, les fabricants permettent au praticien de polymériser beaucoup plus rapidement, ce qui est un avantage évident en orthodontie.

Néanmoins la polymérisation rapide engendre des contraintes importantes liées au retrait de prise du composite. En odontologie conservatrice, ces contraintes aboutissent à la perte d'étanchéité des restaurations. En orthodontie la géométrie du collage est favorable et les contraintes liées au retrait de polymérisation de la colle sont très faibles.

Le problème qui se pose en orthodontie n'est pas la quantité de contraintes engendrées au niveau de l'interface, mais la qualité de la polymérisation et le degré de conversion des colles obtenus avec ces lampes à polymérisation rapide.

Figure 22 : Transbond XT® (3M Unitek)

1.1.3.Avantages et inconvénients des colles hydrophobes

Avantages

- Des valeurs d'adhérence élevées : cela peut être considéré comme un inconvénient dans certaines situations cliniques, surtout en association avec les brackets en céramique.

- Prise en masse pour les systèmes pâte-pâte.

- Absence de mélange pour les systèmes pâte-activateur.

- Confort de la photopolymérisation.

Dotées d'un recul clinique suffisant, ces colles sont les plus largement utilisées en clinique orthodontique.

Inconvénients

- Une sensibilité à la manipulation et à la contamination humide ou salivaire.

- Un protocole long (nombreuses étapes).

- Un risque de déminéralisation au niveau des tissus dentaires (surtout pour le système pâte-activateur).

- Elles induisent une perte d'émail, liée au traitement agressif à l'acide phosphorique et à la rigidité du composite.

- De part leurs propriétés mécaniques élevées, leur suppression est difficile, surtout avec les brackets en céramique.

1.2.Les colles hydrophiles

Pour ce systèmes de collage orthodontique l'appellation est abusive puisque seul l'adhésif a été modifié. Il a été rendu hydrophile par l'apport dans sa composition de monomères hydrophiles. Le composite n'a pas été modifié.

Figure 23 : Ortho Solo® (Ormodent) (adhésif hydrophile)

Ces matériaux, qui sont moins sensibles aux conditions humides, polymérisent aussi bien sur substrat sec qu'humidifié, sans différence significative (Vicente *et coll.*, 2009).

Les adhésifs hydrophiles sont donc constitués d'une résine hydrophobe, de monomères hydrophiles qui améliorent le mouillage et l'infiltration de la résine sur une surface humide, et d'un solvant, qui peut être de l'acétone ou de l'alcool, permettant d'évacuer l'humidité de la surface amélaire. Ainsi, les adhésifs hydrophiles sont moins sensibles à l'humidité.

1.2.1.Protocole clinique

Après préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'aspect blanc crayeux, l'adhésif est appliqué sur les surfaces dentaires. Le séchage est ensuite effectué afin d'évaporer le solvant contenu dans l'adhésif : c'est le seul paramètre qui diffère du mode d'application des colles hydrophobes.

Ces adhésifs sont photopolymérisables ; il ne sera pas nécessaire de les photopolymériser quand on utilise un composite photopolymérisable, les deux produits polymériserons ensemble. Si le composite utilisé est chémopolymérisable, il sera indispensable de photopolymériser l'adhésif avant la mise en place du bracket enduit de composite (Roos, 2005).

Le composite est appliqué sur la base de l'attache. Le bracket est positionné sur la dent et les excès éliminés.

Une photopolymérisation est pratiquée dans deux axes opposés, (cervical et occlusal, ou mésial et distal).

1.2.2.Avantages et inconvénients

Avantages

- Une certaine tolérance à la contamination humide. Cette tolérance est limitée à la phase avant l'application de l'adhésif. Le composite de collage est complètement hydrophobe. Dès l'application de l'adhésif sur les surfaces, la procédure de collage n'est plus tolérante à l'humidité. Une contamination humide, à ce stade, affecterait de façon significative la tenue de l'assemblage (Cacciafesta *et coll.*, 2003 ; Fritz *et coll.*, 1998 ; Hitmi *et coll.*, 1999 ; Vicente *et coll.*, 2009).

- Des propriétés mécaniques suffisantes.

- Des valeurs d'adhérence élevées.

- Le confort de la photopolymérisation.

Inconvénients

- Une perte d'émail liée au traitement agressif de l'acide phosphorique et à la rigidité du composite.

- Des propriétés mécaniques élevées, et une difficulté de dépose, surtout dans le cas de brackets céramiques.

- Un protocole long (nombreuses étapes).

- Un temps de travail limité (systèmes chémopolymérisables).

1.3.Les colles auto-mordançantes

Pour les mêmes raisons que celles évoquées plus haut, on devrait parler d'adhésifs auto-mordançants et non pas de colles auto-mordançantes.

Le principe d'action des adhésifs auto-mordançants repose sur une déminéralisation et une infiltration simultanée de la résine (Cinader, 2001). Il s'agit de systèmes photopolymérisables.

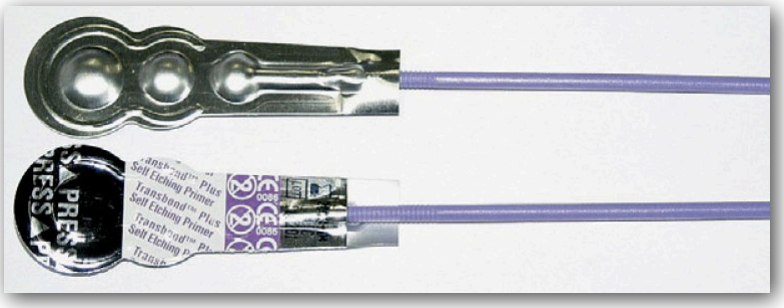


Figure 24 : Transbond® Plus Self Etching Primer (3M Unitek)

Les adhésifs automordançants sont constitués de monomères acides hydrophiles (hydroxy-éthyl methacrylate ou HEMA), de monomères hydrophobes, d'eau, de solvant (acétone ou éthanol) et de charges. Avec un pH avoisinant 0,8 à 2, le potentiel de déminéralisation des monomères acides demeure inférieur à celui d'un acide minéral, pour une même concentration (Degrange, 2004). Ils permettent une déminéralisation et une infiltration simultanée de l'émail, et donc une pénétration identique à la profondeur de mordançage, garantissant un excellent ancrage mécanique (Mano et Medhi, 2009).

1.3.1.Protocole clinique

- Nettoyage à l'aide d'une brossette enduite de ponce.

- Application de l'adhésif sur l'émail, après un rinçage extrêmement soigneux de la ponce.

- Laisser agir environ 15 secondes, sans aucun brossage ni rinçage : à ce jour, aucune étude n'est disponible sur l'influence du temps d'action de l'adhésif en matière de collage.

Le fait de brosser la surface amélaire pendant quelques secondes, diminue la qualité du collage. Une étude expérimentale a permis de mettre en évidence ce phénomène, avec une diminution de 20% des valeurs d'adhérence lorsque la surface était brossée. Cette diminution, due au brossage, peut s'expliquer par une destruction des reliefs créés par la déminéralisation lors du brossage de l'adhésif (Hitmi *et coll.*, 2002).

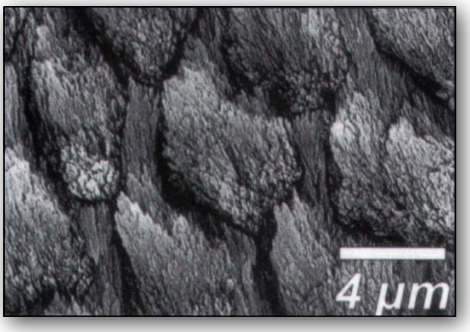


Figure 25 : micrographie d'une surface amélaire mordancée chimiquement et non brossée (Hitmi et coll., 2002)

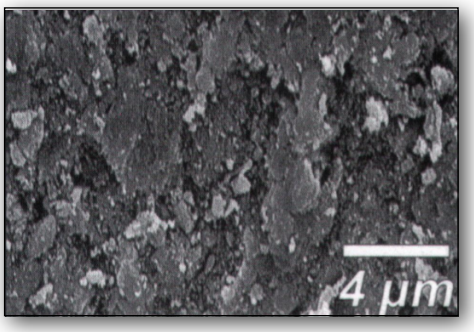


Figure 26 : micrographie d'une surface amélaire mordancée chimiquement et brossée (Hitmi et coll., 2002)

- Sécher légèrement, afin d'évaporer le solvant contenu dans l'adhésif.

- Mise en place du bracket enduit de composite sur la dent.

- Polymérisation de la colle.

Les précautions à prendre pour la polymérisation sont les mêmes que pour les colles hydrophiles. Il faut systématiquement photopolymériser l'adhésif si l'on utilise un composite chémopolymérisable. En revanche, une photopolymérisation en un seul temps de l'adhésif et du composite est suffisante si ce dernier est photopolymérisable.

1.3.2. Avantages et inconvénients

(Hitmi *et coll.*, 2001)

Avantages

- L'attaque acide reste beaucoup moins agressive qu'un mordançage classique à l'acide phosphorique.

- Leur manipulation est rendue plus aisée par l'absence de rinçage.

- Une présentation en forme de « sucette » particulièrement ergonomique.

- L'absence d'étape de rinçage élimine le problème du contrôle de l'humidité, avant la mise en place de l'adhésif auto-mordançant.

- Une efficacité comparable aux colles nécessitant un mordançage préalable à l'acide phosphorique.

Inconvénients

Comme tous les autres systèmes de collage, ils sont sensibles à la contamination humide ou salivaire si elle a lieu après la mise en place de l'adhésif.

D'après plusieurs études, il n'existe pas de différences statistiquement significatives dans les taux de décollement entre les brackets collés avec un adhésif auto-mordançant et une technique conventionnelle à mordançage acide et collage résine (Banks et Thiruvenkatachari, 2007 ; Cal-Neto et Miguel, 2005 ; Elekdag-Turk *et coll.*, 2008 ; Pandis *et coll.*, 2006 ; Shah et Chadwick, 2009).

L'utilisation des colles auto-mordançantes est à l'heure actuelle une bonne alternative aux colles nécessitant un mordançage classique. En effet, elles ont une efficacité comparable, mais surtout elles seraient moins préjudiciables pour la surface amélaire.

2.Les colles auto-adhésives

Les colles auto-adhésives, matériaux d'assemblage apparus récemment, sont utilisées en dentisterie adhésive et en prothèse pour l'assemblage des éléments prothétiques (Goracci *et coll.*, 2006). Elles sont supposées coller aux tissus dentaires (émail, dentine, dentine radiculaire) et aux substrats non dentaires (céramiques et alliages métalliques) sans aucun traitement de surface (Radovic *et coll.*, 2008).

Figure 27 : Maxcem Elite® (Kerr)

Figure 28 : Relyx® Unicem (3M Espe)

Elles ne nécessitent, selon les fabricants, ni adhésif (auto-adhésives) ni traitement de surface (auto-mordançantes) pour coller aux tissus dentaires.

Si le mécanisme d'adhésion des colles orthodontiques est fondé sur un principe purement micro-mécanique et celui des ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine est fondé sur un principe chimique en l'absence de mordançage, celui des colles auto-adhésives semble associer les deux principes : micro-mécanique et chimique.

Leurs propriétés adhésives intrinsèques seraient fondées sur la présence de monomères acides qui, en présence d'eau ou d'humidité, déminéraliseraient et infiltreraient le substrat dentaire, induisant ainsi une rétention micro-mécanique.

Des réactions secondaires d'adhésion chimique avec les tissus dentaires ont été suggérées. Il s'agit de liaisons chimiques entre les ions calcium des tissus dentaires et les groupements fonctionnels phosphates des monomères acides.

Une étude de la revue de littérature a été menée sur les colles auto-adhésives (Radovic *et coll.*, 2008). Elle avait pour objectif de synthétiser les recherches répertoriées dans PubMed®. Il ressort de cette revue de la littérature que l'adhérence entre les colles auto-adhésives, la dentine et divers matériaux de restauration est satisfaisante et comparable à d'autres colles composites, tandis que l'adhérence à l'émail semble être le maillon faible de leurs propriétés.

Ces colles auto-adhésives ont été introduites récemment en orthodontie. Celles-ci pourraient simplifier les protocoles de collage en réduisant le nombre d'étapes, réduisant ainsi le risque de contamination humide accidentelle. Bien que ces matériaux soient fabriqués principalement pour le collage de restauration prothétique fixe (couronne, inlays, onlays), leur utilisation potentielle pour le multicollage des brackets orthodontiques pourrait s'avérer très intéressante (Al-Saleh et El-Mowafy, 2010). Plusieurs études démontrent que les valeurs d'adhérence nécessaires au traitement orthodontique, sont insuffisantes en termes de durée, et que la résistance mécanique de ces colles auto-adhésives est nettement inférieure à celle des colles traditionnelles (Bishara *et coll.*, 2006 ; Faltermeier *et coll.*, 2007 ; Vicente *et coll.*, 2005). Les auteurs de ces publications contre-indiquent leur utilisation en orthodontie.

Des études plus récentes rapportent qu'un mordançage préalable à l'application d'une colle auto-adhésive accroît considérablement l'adhérence à l'émail, et que ces valeurs d'adhérence sont alors compatibles avec une utilisation clinique pour le collage en orthodontie (Duarte *et coll.*, 2008 ; Dursun *et coll.*, 2008).

2.1.Protocole clinique

- Un traitement de surface à l'acide phosphorique pendant 15 à 30 secondes est réalisé.

- Séchage de la surface amélaire jusqu'à l'aspect blanc crayeux.

- Mise en place de la colle auto-adhésive sur l'attache.

- Photopolymérisation pendant 5 secondes en occlusal et 5 secondes en cervical (selon deux axes opposés) avec une lampe LED, en compression à l'aide d'un instrument pendant la photopolymérisation.

2.2. Avantages et inconvénients

(Hitmi, 2012)

Avantages

Auto-adhésive : mono-composant

Comme leur nom l'indique, ces colles sont auto-adhésives. Elles ne nécessitent donc pas d'adhésif. Avec cette nouvelle génération de colle, un seul composant joue le rôle du liquide et de la pâte, comme pour les CVIMAR.

Cette propriété autoadhésive assure :

- une meilleure ergonomie, une rapidité et une simplicité du collage ;

- une diminution du nombre d'interfaces ;

- une diminution des risques d'erreur ;

- une diminution des risques de contamination salivaire ou humide. Il est intéressant de remarquer que l'on supprime l'étape la plus sensible du protocole de collage. En effet, avec les colles classiques (adhésif plus composite), le moment crucial est celui qui suit la mise en place de l'adhésif, une contamination salivaire à ce moment affectant de façon très importante l'assemblage collé.

Auto-mordançante

Le mordançage acide s'impose pour le collage en orthodontie avec ces colles auto-adhésives.

Prise duale

Ces colles sont duales. Elles présentent l'avantage d'être chémo- et photopolymérisables.

Présentation et texture idéale

Ces colles ont une présentation idéale. L'automélangeur ou la capsule prédosée permettent de supprimer l'étape de spatulation et l'incorporation de bulles d'air à l'origine

de défauts mécaniques. L'embout intraoral fin et coudé engendre une grande facilité d'application.

Colle hydrophile

Ces colles sont hydrophiles. Ce sont les premières colles (à base de résine) hydrophiles. Cette propriété est très intéressante pour contrebalancer l'humidité liée à la respiration du patient. Il n'existe aucun système de collage complètement hydrophile. Rappelons que dans la classification connue des colles en orthodontie, les systèmes, dits hydrophiles, présentent un adhésif hydrophile, mais un composite (pâte) hydrophobe.

Inconvénients

Une faible viscosité

En raison de cette viscosité, ces colles sont rendues incompatibles avec un collage direct. L'attache glisse, la précision de son positionnement est perdue et les interactions chimiques établies peuvent être rompues.

Elles présentent par contre une viscosité idéale pour le collage indirect. Il a donc été proposé un protocole pour le collage indirect en vestibulaire (Hitmi *et coll.*, 2008).

Temps d'exécution

Il est possible de faire du multicollage avec ces colles, mais en raison de la viscosité trop faible, il est indispensable de photopolymériser après chaque application de bracket. Le temps d'exécution du collage d'une ou deux arcades peu alors prendre un temps relativement important.

Les colles auto-adhésives sont une solution intéressante au vu de leurs avantages. Malheureusement, le fait de préparer la surface avant leur application pour trouver des valeurs d'adhérence compatibles avec la pratique orthodontique, leur font perdre une de leurs propriétés premières, l'auto-mordançage.

3.Les ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine (CVIMAR)

Les CVIMAR ont été présentés comme une avancée majeure en termes d'innocuité sur l'émail (Gebeile-Chauty *et coll.*, 2012). Ils combinent les propriétés des ciments verre-ionomères avec la résistance des composites due à la polymérisation des composants

résineux. Ils procurent donc une force supérieure aux ciments verre-ionomères traditionnels et présentent l'avantage de ne pas entraîner de modifications des surfaces dentaires après la dépose des attaches orthodontiques (Komori et Ishikawa, 1997).

3.1. Protocole clinique

- Mordançage de la surface amélaire à l'acide polyacrylique.

- Rinçage et séchage.

- Application de l'attache orthodontique enduite sur sa base de CVIMAR.

- Photopolymérisation pendant 5 secondes en occlusal et 5 secondes en cervical.

- Elimination des excès.

3.2. Avantages et inconvénients

Dans cette partie, il est sujet à la fois des avantages et des inconvénients des CVIMAR, car les avantages peuvent être des inconvénients, et inversement.

Les CVIMAR présentent une cohésion plus faible que les systèmes résineux tout en assurant une tenue de l'assemblage suffisante (Hitmi *et coll.*, 2001). La fragilité mécanique des CVIMAR permet une dépose facile des attaches et une élimination aisée de la colle en fin de traitement. Ce protocole peut être conseillé pour le collage des attaches indéformables.

Si le bracket est collé près d'une zone cervicale où l'épaisseur d'émail est réduite ou dans une zone dysplasique proche de la dentine, l'utilisation de CVIMAR lors des procédures de collage est particulièrement indiquée (Gebeile-Chauty *et coll.*, 2012).

Ils sont également biocompatibles, capables de libérer des ions fluorures sans faire diminuer la force d'adhésion du ciment, ou encore de se recharger en ions fluorures à partir de sources externes pour en relarguer. Une étude a montrée qu'ils pouvaient réduire la déminéralisation autour des brackets orthodontiques même si la libération d'ions fluorures reste très modeste pour ces matériaux (Pascotto *et coll.*, 2004).

Les CVIMAR sont des matériaux de collage mono-composant et hydrophile. Ils sont donc relativement tolérants vis à vis de l'humidité.

Ils présentent une adhésion intrinsèque à l'émail sans déminéralisation préalable et sans rétention micromécanique (Cook, 1990). Pour optimiser le collage des attaches

orthodontiques, le traitement de surface à l'acide polyacrylique reste cependant nécessaire.

Ils sont à l'heure actuelle, le système de collage qui respecte le mieux l'intégrité de l'émail.

Les CVIMAR présentent cependant une adhérence statistiquement inférieure aux colles résineuses, qui restent encore recommandées dans les zones de fortes contraintes occlusales (Hitmi, 2004).

3.3.CVIMAR en association avec un adhésif automordançant

L'association d'un adhésif automordançant (SAM) et d'un CVIMAR permet d'assurer une adhésion physicochimique et micromécanique à l'émail offrant une excellente tenue de l'assemblage (Hitmi, 2004). L'association d'un adhésif automordançant et d'un CVIMAR permet une augmentation de 70 % de la tenue de l'assemblage par rapport à l'utilisation d'un verre ionomère précédé d'un traitement à l'acide polyacrylique. Elle donne des valeurs d'adhérence similaires à celles obtenues lors de l'utilisation d'un adhésif automordançant en association à un composite de collage.

3.3.1.Protocole clinique

- Nettoyage à l'aide d'une brossette enduite de ponce.

- Application de l'adhésif sur l'émail, après un rinçage soigneux de la ponce.

- Laisser agir environ 15 secondes, sans aucun brossage ni rinçage.

- Sécher légèrement, afin d'évaporer le solvant contenu dans l'adhésif.

- Mise en place du bracket enduit de CVIMAR.

- Polymérisation

3.3.2.Avantages et inconvénients

Cette association apporte à la fois les avantages des SAM et ceux des CVIMAR (Hitmi, 2012).

Avantages des SAM :

- Faible endommagement de l'émail.

- Rapidité.

- Simplicité.

- Ergonomie grâce à l'absence de l'étape de rinçage.

- Tolérance à l'humidité.

Avantages des CVIMAR :

- Bioactivité (modeste mais effective).

- Respect de l'intégrité de l'émail.

- Facilité de dépose des attaches.

- Facilité d'élimination de la colle.

- Tolérance à l'humidité.

Cette association impose l'utilisation de deux composants. Mais les deux composants sont très hydrophiles, car ils contiennent de l'eau dans leur composition. Cela explique leur compatibilité et leur synergie.

4.Autres matériaux d'assemblage

Dans le chapitre précédent, sur les matériaux d'assemblage, il a été présenté les résine « 4 META » et « MDP ». Ces colles ne rentrent pas dans le cahier des charges orthodontiques, surtout au niveau des substrats naturels. Alors que pour le collage aux métaux et à la céramique ces produits sont très efficaces, sur l'émail ils sont « trop » efficaces pour être utilisés en orthodontie. De plus la multiplicité des produits de collage est une contrainte.

5.Tableau récapitulatif du protocole clinique des différents produits d'assemblage rencontrés en orthodontie

Système de collage		Protocole clinique
Colle composite	- colle hydrophobe - chémopolymérisable - pâte - pâte	- Préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux. - Application du mélange des liquides (base + activateur) sur le substrat. Application du mélange sur la base du bracket (pas obligatoire). - Application du mélange pâte-pâte (base + activateur) sur la base de l'attache. - Mise en place du bracket, élimination des excès avant la prise. - Attente de la prise complète avant mise en place d'un arc.
	- de «contact»	- Préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux. - Application du liquide (l'adhésif) sur le substrat **et** sur la base du bracket. - Application de la pâte sur la base de l'attache. - Mise en place du bracket, élimination des excès avant la prise. - Attente de la prise complète avant mise en place d'un arc.

Système de collage		Protocole clinique
Colle composite	- photopolymérisable	- Préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux. - Application du liquide sur le substrat. - Application de la pâte sur la base de l'attache. - Mise en place du bracket et élimination des excès. - Photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale.

	- colle hydrophile	- Préparation et séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux.
		- Application du liquide sur le substrat.
		- Séchage pour faire évaporer le solvant.
		- Colle chémopolymérisable.
		  - Photopolymérisation de l'adhésif.
		  - Application de la pâte sur la base de l'attache, mise en place du bracket et élimination des excès avant la prise.
		- Colle photopolymérisable.
		  - Application de la pâte sur la base de l'attache, mise en place du bracket et élimination des excès.
		  - Photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale.

Système de collage		Protocole clinique

Colle composite	- colle auto-mordançante	- Nettoyage du substrat à l'aide d'une brossette enduite de ponce.
		- Application de l'adhésif sur l'émail, après un rinçage soigneux de la ponce.
		- Laisser agir 15 secondes, sans aucun brossage ni rinçage.
		- Sécher légèrement, afin de faire évaporer le solvant.
		- Colle chémopolymérisable.
		  - Photopolymérisation de l'adhésif.
		  - Application de la pâte sur la base de l'attache, mise en place du bracket et élimination des excès avant la prise.
		- Colle photopolymérisable.
		  - Application de la pâte sur la base de l'attache, mise en place du bracket et élimination des excès.
		  - Photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale.

	- colle auto-adhésive	- Traitement de surface à l'acide phosphorique pendant 15 à 30 secondes, puis rinçage abondant. - Séchage de la surface amélaire jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux. - Application de la colle sur la base de l'attache, mise en place du bracket et élimination des excès. - Photopolymérisation pendant 5 secondes en occlusal et 5 secondes en cervical, en compression (à l'aide d'un instrument).

Système de collage		Protocole clinique
CVIMAR	- CVIMAR + acide polyacrylique	- Préparation de la surface du substrat. - Rinçage et séchage. - Application du CVIMAR sur la base de l'attache et mise en place du bracket - Photopolymérisation pendant 5 secondes en occlusal et 5 secondes en cervical. - Elimination des excès.
	- CVIMAR + SAM	- Nettoyage à l'aide d'une brossette enduite de ponce. - Application de l'adhésif sur le substrat, après un rinçage soigneux de la ponce. - Laisser agir environ 15 secondes, sans aucun brossage ni rinçage. - Sécher légèrement, afin de faire évaporer le solvant. - Application du CVIMAR sur la base de l'attache et mise en place du bracket - Photopolymérisation pendant 5 secondes en occlusal et 5 secondes en cervical. - Elimination des excès.

6.Tableau non exhaustif, des systèmes adhésifs et colles composites associés

(Mano et Medhi, 2009)

Les noms commerciaux cités dans ce tableau peuvent soit désigner l'adhésif seul, ou soit un système de collage (coffret) avec l'adhésif et sa colle composite.

Généralement, les fabricants associent l'adhésif à sa colle composite, il faut au maximum respecter ces associations.

Les systèmes pâte-activateur, ou colles dites de «contact» sont incompatibles avec les adhésifs hydrophiles ou hydrotolérants.

Système M & R					SAM
Système hydrophobe				Système hydrophile ou hydrotolérant	
Polymérisation chimique			Polymérisation photochimique		
+ composite chémopolymérisable (pâte-pâte), photopolymérisable ou dual, hydrophobe					
Système pâte-pâte	Système pâte-activateur ou de «contact»		Enlight (ORMCO)	Orthosolo (ORMCO)	Optibond All in One (KERR)
Concise (3M)	Mono lock 2 (RMO)		Lightbond (ORMCO)	Transbond MIP (3M UNITEK)	Prompt L Pop (ESPE)
Ortho Two (BISICO)	Rely a bond (RELIANCE)		Transbond XT (3M UNITEK)		Transbond plus self-etching primer (3M UNITEK)
Phase 2 (RELIANCE)	Righton (TP ORTHODONTICS)				
	Système One plus (ORMCO)				
	Unit (3M UNITEK)				

Exemple de colle composite photopolymérisable ou dual : Band Cement (RMO), Blugloo (ORMCO), Con Tec LC (DENTAURUM), Grengloo (ORMCO), Heliosit Orthodontic (IVOCLAR VIVADENT), Nexus 3 Dual (ORMCO)...

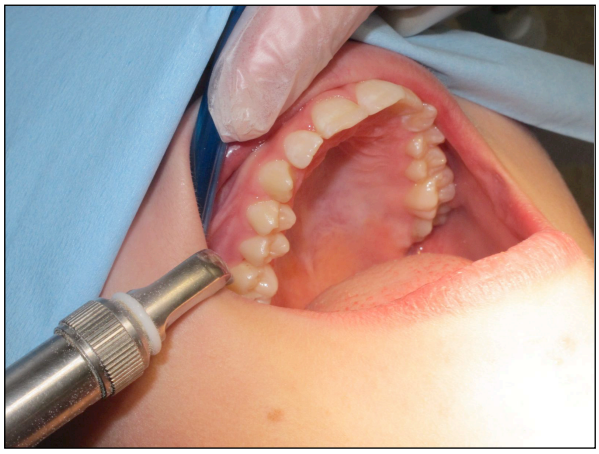
PARTIE IV
CAS CLINIQUES : EXEMPLES DE COLLAGE ORHODONTIQUE

1.Collage à l'aide d'une colle composite chémopolymérisable

Colle hydrophobe, pâte-activateur, dite de « contact » : Rely a Bond® (Reliance)

Cas et photographies : Dr C. Counot

Figure 29 : conditionnement du Rely a Bond® : l'acide de mordançage (liquide vert), l'activateur (le liquide) et la pâte (photographie : Dr C. Counot)



Figures 30 et 31 : préparation de l'émail par sablage ou par mordançage acide, suivie d'un rinçage soigneux (photographie : Dr C. Counot)

Figure 32 : application de l'activateur (le liquide) sur un émail séché d'aspect blanc crayeux (photographie : Dr C. Counot)

Figure 33 : application de l'activateur (le liquide), puis de la pâte sur la base de l'attache (photographie : Dr C. Counot)

Figure 34 : vue clinique après positionnement des attaches (photographie : Dr C. Counot)

Après prise complète du matériau d'assemblage, un rinçage est effectué pour éliminer l'excès d'activateur qui n'a pas polymérisé avec la pâte. Un arc peut alors être inséré.

2.Collage à l'aide d'une colle photopolymérisable

Colle hydrophobe photopolymérisable : Transbond XT® (3M Unitek)

Cas du Dr G. Dubois

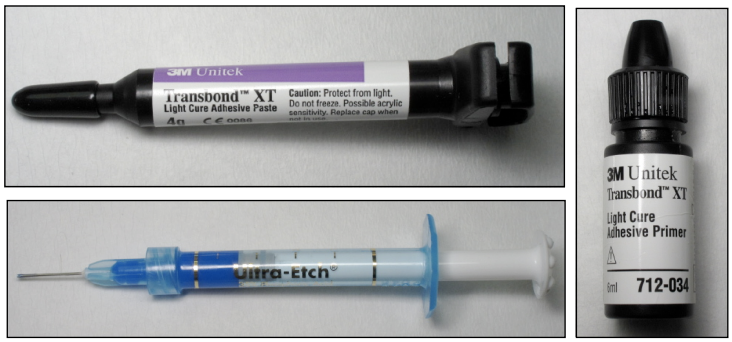
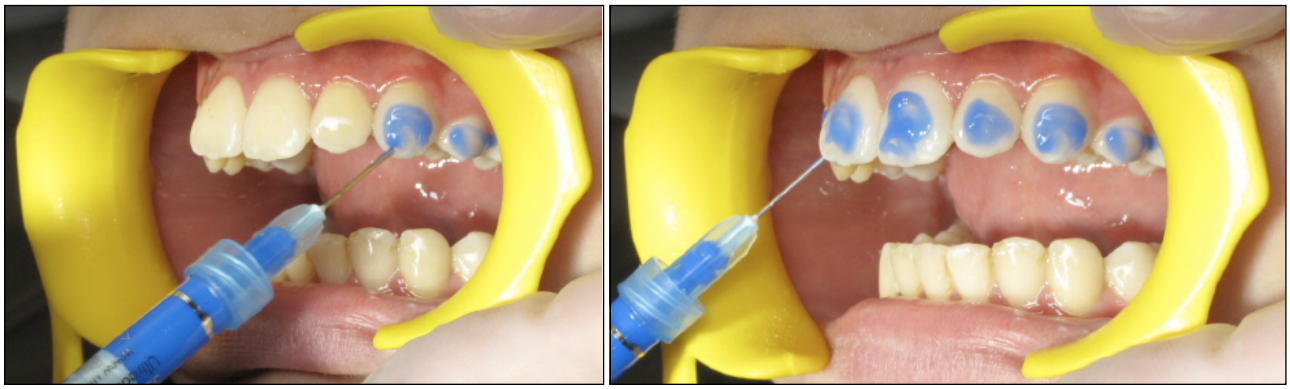


Figure 35 : conditionnement Transbond XT® : l'acide de mordançage (seringue bleue), l'adhésif (le liquide) et la pâte

Préparation de la surface amélaire avec un polissage à la pierre ponce et un mordançage à l'acide orthophosphorique (figures 36, 37, 38 et 39), suivi d'un rinçage abondant et d'un séchage soigneux jusqu'à l'obtention de l'aspect blanc crayeux (figures 40 et 41).

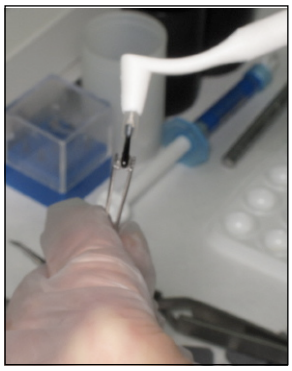
Figures 36 et 37 : polissage à la ponce



Figures 38 et 39 : mordançage acide

Figures 40 et 41 : rinçage et séchage

Application de l'adhésif sur le substrat et éventuellement sur la base de l'attache (figures 42 et 43). Puis, la pâte (la colle composite) est appliquée en faible quantité sur la base de l'attache (figure 44). Celle-ci est positionnée sur la dent à un endroit précis en fonction de l'anatomie coronaire et radiculaire. Les excès sont éliminés avant la photopolymérisation.



Figures 42 et 43 : application de l'adhésif

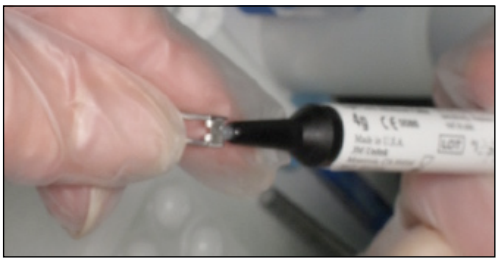


Figure 44 : application de la pâte sur la base de l'attache

Figures 45 et 46 : mise en place du bracket et élimination des excès

Figure 47 : photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale

Figure 48 : vue clinique après positionnement des attaches et mise en place du premier arc

CONCLUSION

L'adhésion est un phénomène complexe, qui est le résultat d'une totale combinaison et interaction des forces mécaniques, physiques et chimiques, et qui varie en fonction des différents substrats rencontrés en bouche et des différents matériaux d'assemblage utilisés.

L'orthodontie moderne et le traitement des adultes nous conduit à coller des attaches sur des supports multiples. Il est nécessaire de connaître et de maîtriser les protocoles de collage adaptés aux spécificités de chaque substrat.

Les produits à notre disposition pour le collage en orthodontie sont nombreux. Le matériau de collage universel n'existe pas. Un choix raisonné permet de répondre aux exigences du praticien et à une situation clinique spécifique (Hitmi *et coll.*, 2002). Les conditions cliniques de collage ne facilitent pas la tâche, mais coller reste simple et à la portée de tous. La rigueur dans l'application de protocole adapté, le respect des consignes des fabricants qui proposent des suites de produits compatibles, permettent d'assurer la régularité et la fiabilité des collages.

L'orthodontie est régulièrement incriminée dans l'apparition iatrogène de lésions tissulaires observées essentiellement au cours du collage des attaches et de leur dépose (colorations dentaires, déminéralisations, caries, fêlures, fractures, arrachements). Le collage des attaches est donc conseillé avec des matériaux les moins préjudiciables pour les surfaces dentaires. Avec l'avènement des matériaux hybrides et de leurs remarquables propriétés biologiques, on peut espérer à l'avenir une orthodontie non iatrogène pour les substrats dentaires.

L'acide polyacrylique ou les systèmes automordançants en association avec les CVIMAR seraient donc une solution. Les excès de colle doivent être parfaitement éliminés (Gebeile-Chauty *et coll.*, 2012).

L'apparition de lésions tissulaires à type de déminéralisation peuvent être considérées comme un échec thérapeutique et la responsabilité du praticien peut être engagée. De ce fait, des moyens préventifs et curatifs se développent.

Il est cependant à noter qu'à ce jour, certains produits ou instruments intéressants sur le plan de l'innocuité ne semblent pas encore répondre au cahier des charges en termes de force de collage, de facilité d'utilisation pour le praticien et de confort pour le patient.

Quel que soit le système utilisé, la maîtrise du protocole de collage et la rigueur du clinicien déterminent le succès de cette étape. Aucune étape ne doit être sous-estimée pour avoir la garantie que la stabilité des attaches soit une réalité au cours de tout le traitement. Savoir maîtriser les différentes préparations de surface des substrats et des différents systèmes de collage, pour en apprivoiser leurs avantages et désavantages, mais aussi renouveler sa pratique se révèlent indispensable.

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Liste des figures

- **Figure 1** : coupe longitudinale d'un assemblage collé (bracket/colle/substrat). C : Colle, B : Brackets, S : Substrat (Hitmi *et coll.*, 2002)
- **Figure 2** : surface amélaire, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)
- **Figure 3** : micrographie d'une surface amélaire traitée par l'acide phosphorique à 37% pendant 30s (x 700) (Hitmi *et coll.*, 2002)
- **Figure 4** : surface amélaire (même dent et même zone que la figure 2) après mordançage à l'acide orthophosphorique à 34,5% pendant 30 secondes, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)
- **Figure 5** : micrographie d'une surface amélaire au microscope électronique à balayage. En A, la surface n'a subi aucun mordançage acide. En B, la surface a subi un mordançage à l'acide phosphorique (37% pendant 30s) (x 2700) (Hitmi *et coll.*, 2002)
- **Figure 6** : micrographie d'une surface amélaire traitée par l'acide polyacrylique (Bishara *et coll.*, 1993)
- **Figure 7** : MicroEtcher® II A (Danville Engineering, Etat Unis)
- **Figure 8** : dentine vue au microscope électronique à balayage; centre de microscopie électronique à balayage et microanalyse; Université de Rennes 1
- **Figure 9** : représentation schématique de l'action du traitement tribochimique ; brochure 3M ESPE CoJet® Intraoral System
- **Figure 10** : CoJet® (3M ESPE)
- **Figure 11** : représentation schématique d'une résine composite (Leprince *et coll.*, 2010)
- **Figure 12** : représentation schématique de la molécule de Bis-GMA (Van Meerbeek *et coll.*, 2003)
- **Figure 13** : représentation schématique de la molécule d'UDMA (Van Meerbeek *et coll.*, 2003)
- **Figure 14** : principaux modes de polymérisation des composites dentaires (Raskin *et coll.*, 2005)
- **Figure 15** : schématisation de la réaction de prise des CVI conventionnels (Lasfargues *et coll.*, 1998)
- **Figure 16** : composition simplifiée des adhésifs à polymérisation photo-chimique utilisés en orthodontie (Mano et Medhi, 2009)

- **Figure 17** : classification contemporaine des adhésifs selon la stratégie d'adhésion et le nombre d'étapes d'application clinique (Van Meerbeek *et coll.*, 2003)
- **Figure 18** : surface dentinaire sans traitement de surface préalable, les tubulis ne sont pas décelables car recouverts par les boues de fraisage, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (Mortier *et coll.*, 2011)
- **Figure 19** : surface dentinaire identique à la figure précédente après traitement à l'acide orthophosphorique à 34,5 % durant 15 secondes, la couche de boue dentinaire est supprimée, les tubulis apparaissent, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (Mortier *et coll.*, 2011)
- **Figure 20** : Concise® Orthodontic Adhesive (3M Unitek)
- **Figure 21** : Rely a Bond® (Reliance)
- **Figure 22** : Transbond XT® (3M Unitek)
- **Figure 23** : Ortho Solo® (Ormodent)
- **Figure 24** : Transbond® Plus Self Etching Primer (3M Unitek)
- **Figure 25** : micrographie d'une surface amélaire mordancée chimiquement et non brossée (Hitmi *et coll.*, 2002)
- **Figure 26** : micrographie d'une surface amélaire mordancée chimiquement et brossée (Hitmi *et coll.*, 2002)
- **Figure 27** : Maxcem Elite® (Kerr)
- **Figure 28** : Relyx® Unicem (3M Espe)
- **Figure 29** : conditionnement du Rely a Bond® : l'acide de mordançage (liquide vert), l'activateur (le liquide) et la pâte (photographie : Dr C. Counot)
- **Figures 30 et 31** : préparation de l'émail par sablage ou par mordançage acide, suivie d'un rinçage soigneux (photographie : Dr C. Counot)
- **Figure 32** : application de l'activateur (le liquide) sur un émail séché d'aspect blanc crayeux (photographie : Dr C. Counot)
- **Figure 33** : application de l'activateur (le liquide), puis de la pâte sur la base de l'attache (photographie : Dr C. Counot)
- **Figure 34** : vue clinique après positionnement des attaches (photographie : Dr C. Counot)
- **Figure 35** : conditionnement Transbond XT® : l'acide de mordançage (seringue bleu), l'adhésif (le liquide) et la pâte
- **Figures 36 et 37** : polissage à la ponce
- **Figures 38 et 39** : mordançage acide

- **Figures 40 et 41** : rinçage et séchage
- **Figures 42 et 43** : application de l'adhésif
- **Figure 44** : application de la pâte sur la base de l'attache
- **Figures 45 et 46** : mise en place du bracket et élimination des excès
- **Figure 47** : photopolymérisation cervicale et occlusale, ou mésiale et distale
- **Figure 48** : vue clinique après positionnement des attaches et mise en place du premier arc

Liste des tableaux

- **Tableau 1** : tableau récapitulatif de la préparation de la surface des différents substrats
- **Tableau 2** : tableau récapitulatif du protocole clinique des différents produits d'assemblage rencontrés en orthodontie
- **Tableau 3** : tableau non exhaustif, des systèmes adhésifs et colles composites associés

BIBLIOGRAPHIE

1. Al-Saleh M., et El-Mowafy O., *Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(4): p. 528-33.

2. Anusavice K.J., et Rawls H.R., *Restorative resins*, dans *Phillips'science of dental materials*, E. Science, Editor. 2003: St. Louis. p. 399-441.

3. Asmussen E., Hansen E.K., et Peutzfeldt A., *Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system.* J Dent Res, 1991. **70**(9): p. 1290-3.

4. Atsu S.S., Gelgor I.E., et Sahin V., *Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel.* Angle Orthod, 2006. **76**(5): p. 857-62.

5. Atsuta M.*, et coll.*, *A new coupling agent for composite materials: 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride.* J Biomed Mater Res, 1982. **16**(5): p. 619-28.

6. Attal J.P. *Les ciments verres ionomères*. 2009 [cited 18 juin 2012]; disponibles à partir de: http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap11/site/html/cours.pdf.

7. Banks P., et Thiruvenkatachari B., *Long-term clinical evaluation of bracket failure with a self-etching primer: a randomized controlled trial.* J Orthod, 2007. **34**(4): p. 243-51.

8. Barry T.I., Clinton D.J., et Wilson A.D., *The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process.* J Dent Res, 1979. **58**(3): p. 1072-9.

9. Beech D.R., et Jalaly T., *Bonding of polymers to enamel: influence of deposits formed during etching, etching time and period of water immersion.* J Dent Res, 1980. **59**(7): p. 1156-62.

10. Bishara S.E., Fehr D.E., et Jakobsen J.R., *A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1993. **104**(2): p. 170-9.

11. Bishara S.E.*, et coll.*, *Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets.* Angle Orthod, 2006. **76**(4): p. 689-93.

12. Bohin F., et Chau R., *Les colles auto-adhésives.* Inf Dent, 2009. **24** p. 1291-301.

13. Bowen R.L., *Dental filling material comprising vinyl silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycicyl acrylate.* US Patent, 1962.((3066:112)).

14. Bryant S., Retief D.H., Russell C.M., et Denys F.R., *Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1987. **92**(3): p. 225-31.

15. Buchan S., et Rae W.D., *Chemical nature of the rubber to glass bond.* Trans. Inst. Rubb. Ind., 1946. **20** p. 205-216.

16. Buonocore M.G., *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.* J Dent Res, 1955. **34**(6): p. 849-53.

17. Cacciafesta V.*, et coll.*, *Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003. **123**(6): p. 633-40.

18. Cal-Neto J.P., et Miguel J.A., *An in vivo evaluation of bond failure rates with hydrophilic and self-etching primer systems.* J Clin Orthod, 2005. **39**(12): p. 701-2.

19. Cazier S., et Amar J., *Procédures de collage au métal : exemple de l'assemblage d'une attelle coulée en alliage noble.* Alternative, 2005. **27** p. 13-22.

20. Chang J.C., Hurst T.L., Hart D.A., et Estey A.W., *4-META use in dentistry: a literature review.* J Prosthet Dent, 2002. **87**(2): p. 216-24.

21. Chéron R., et Degrange M., *Colles et ciments s'y retrouver et choisir.* Inf Dent, 2007. **4** p. 127-36.

22. Cinader D., *Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus Self Etching Primer.* Orthodontic perspectives ; VII(1):5-6, 2001.

23. Cook P.A., *Direct bonding with glass ionomer cement.* J Clin Orthod, 1990. **24**(8): p. 509-11.

24. Crisp S.*, et coll.*, *Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarobxylic acids.* J Dent Res, 1980. **59**(6): p. 1055-63.

25. Crisp S., et Wilson A.D., *Reactions in glass ionomer cements: III. The precipitation reaction.* J Dent Res, 1974. **53**(6): p. 1420-4.

26. Davidson C.L., et Abdalla A.I., *Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations.* Am J Dent, 1994. **7**(2): p. 111-4.

27. Decrucq E., Devisse T., et Benhammadi O., *Les matériaux de collage et de scellement.* Orthod Fr, 2009. **80** p. 87-96.

28. Degrange M., *Systèmes adhésifs auto-mordançants, une mode ou la voie du futur ?* Inf Dent, 2004. **15** p. 917-25.

29. Degrange M., et Pourreyron L. *Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires*. 2009 [cited 27 juillet 2012]; disponibles à partir de: http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap12/site/html/cours.pdf.

30. Duarte S., Jr., Botta A.C., Meire M., et Sadan A., *Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel.* J Prosthet Dent, 2008. **100**(3): p. 203-10.

31. Dursun E., Hitmi L., et Attal J.P., *Les 10 points clés en odontologie ; le collage en pratique quotidienne : les colles auto-adhésives : une nouvelle famille de colles en orthodontie.* 11es journées de la Fédération Française d'Orthodontie, 2008. p. 70-8.

32. Elekdag-Turk S., Isci D., Turk T., et Cakmak F., *Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer.* Eur J Orthod, 2008. **30**(2): p. 211-6.

33. Faltermeier A., Behr M., et Mussig D., *A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **132**(2): p. 144 e1-5.

34. Farquhar R.B., *Direct bonding comparing a polyacrylic acid and a phosphoric acid technique.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1986. **90**(3): p. 187-94.

35. Fritz U.B., Finger W.J., et Stean H., *Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system.* Quintessence Int, 1998. **29**(9): p. 567-72.

36. Gebeile-Chauty S., Molle A., Valéro C., et Aknin J.J., *Attaches orthodontiques et modifications de l'émail et de l'organe pulpodentinaire.* EMC - Odontologie, 2012.(: 1-13 Article 23-490-A-05).

37. Goldberg M., *Structure de l'émail et de la dentine, effets d'agents déminéralisants et incidence sur le collage des matériaux.* Actual Odontostomatol, 1984. **147** p. 411-22.

38. Goldstein R.E., et Parkins F.M., *Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry.* J Am Dent Assoc, 1994. **125**(5): p. 551-7.

39. Goracci C*., et coll.*, *Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces.* J Adhes Dent, 2006. **8**(5): p. 327-35.

40. Gourier-Fréry C*., et coll.*, Aluminium, quels risques pour la santé? Synthèse des études épidémiologiques. novembre 2003, Agence française de sécurité sanitaire des aliments (Afssa), Institut de veille sanitaire (InVS) et Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (Afssaps).

41. Gregoire G., Grosgogeat-Balayre B., Millet P., et Rocher P. *Alliages dentaires*. 2009 [cited 1 septembre 2012]; disponibles à partir de: http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap15/site/html/1.html.

42. Gregoire G., Grosgogeat-Balayre B., Millet P., et Rocher P. *Alliages dentaires*. 2009-10 [cited 1 septembre 2012]; disponibles à partir de: http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap15/site/html/1.html.

43. Guastalla O., Viennot S., et Allard Y., *Collages en odontologie.* EMC (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-065-D-10, 2005.

44. Hajizadeh H*., et coll.*, *Effect of different conditioning protocols on the adhesion of a glass ionomer cement to dentin.* J Contemp Dent Pract, 2009. **10**(4): p. 9-16.

45. Hikage S.*, et coll.*, *Clinical longevity of resin-bonded bridges bonded using a vinyl-thiol primer.* J Oral Rehabil, 2003. **30**(10): p. 1022-9.

46. Hikita K.*, et coll.*, *Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin.* Dent Mater, 2007. **23**(1): p. 71-80.

47. Hitmi L., *Biologie de l'os et des articulations et biomatériaux des tissus calcifiés : étude et optimisation de l'adhésion à l'émail et à la dentine. Du laboratoire à la clinique : approche physico-chimique, approche mécanique, approche morphologique*. Odontologie. Lieu de soutenance: Université Paris Diderot - Paris 7, 2004, 225 p.

48. Hitmi L., *Collage indirect des attaches orthodontiques vestibulaires.* EMC - Odontologie;7(3):1-17 [Article 23-490-C-60], 2012.

49. Hitmi L., Attal J.P., et Degrange M., *Influence of the time-point of salivary contamination on dentin shear bond strength of 3 dentin adhesive systems.* J Adhes Dent, 1999. **1**(3): p. 219-32.

50. Hitmi L., Attal J.P., et Degrange M., *Les différentes familles de colles composites : présentation et expérimentation.* Orthod Fr, 2002. **73** p. 39-58.

51. Hitmi L., Dursun E., et Attal J.P., *Nouveau protocole. Intégrez les colles auto-adhésives dans votre pratique.* Orthophile, 2008. **4** p. 82-7.

52. Hitmi L., Muller C., Mujajic M., et Attal J.P., *An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001. **120**(4): p. 406-15.

53. Hitmi L., Muller C., Roussarie F., et Attal J.P., *Le collage des brackets en orthodontie.* Clinic, 2001. **22** p. 165-79.

54. Hosein I., Sherriff M., et Ireland A.J., *Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **126**(6): p. 717-24.

55. Incognito®. *Bonding protocol : Incognito® Appliance System*. 2008 [cited 5 septembre 2012]; 3M Unitek:[Marchés de la Santé, Département Orthodontie]. disponibles à partir de: http://www.lingualtechnik.de/fileadmin/pdf/Bondingprotocol_FR.pdf.

56. Jacobsen T., et Söderholm K.J., *Some effects of water on dentin bonding.* Dent Mater, 1995. **11**(2): p. 132-6.

57. Janda R., Roulet J.F., Wulf M., et Tiller H.J., *A new adhesive technology for all-ceramics.* Dent Mater, 2003. **19**(6): p. 567-73.

58. Kent B.E., Lewis B.G., et Wilson A.D., *Glass ionomer cement formulations: I. The preparation of novel fluoroaluminosilicate glasses high in fluorine.* J Dent Res, 1979. **58**(6): p. 1607-19.

59. Komori A., et Ishikawa H., *Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent.* Angle Orthod, 1997. **67**(3): p. 189-95.

60. Kovarik R.E., Haubenreich J.E., et Gore D., *Glass ionomer cements: a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material.* J Long Term Eff Med Implants, 2005. **15**(6): p. 655-71.

61. Kusunoki M., Itoh K., Hisamitsu H., et Wakumoto S., *The efficacy of dentine adhesive to sclerotic dentine.* J Dent, 2002. **30**(2-3): p. 91-7.

62. Lasfargues J.*, et coll.*, *Ciments verres ionomères et matériaux hybrides.* Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-K-10, 1998. p. 18.

63. Leprince J., G. L., VrevenJ. W.P., et A. R., *Polymères et résines composites.* EMC (ElsevierMasson SAS, Paris), Médecine buccale, 28-210-U-10, 2010.

64. Li J., Liu Y., Soremark R., et Sundstrom F., *Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites.* Acta Odontol Scand, 1996. **54**(1): p. 55-8.

65. Macbain J.W., et Hopkins D.G., HMS ed., 2nd Report Adhes., Research committee: London., 1926.

66. Mano M.C., et Medhi S., *Les systèmes de collage à l'émail en orthodontie.* Orthod Fr, 2009. **80** p. 153-65.

67. Mehdi S., Mano M.C., Sorel O., et Cathelineau G., *Le micro-sablage amélaire.* Orthod Fr, 2009. **80** p. 179-192.

68. Mitra S.B., Eur PatAppl, 1989. **n°0323 12°A2**.

69. Mizrahi E., et Smith D.C., *The bond strength of a zinc polycarboxylate cement. Investigations into the behaviour under varying conditions.* Br Dent J, 1969. **127**(9): p. 410-4.

70. Mortier E., Jager S., Gerdolle D., et Dahoun A., *La microscopie électronique à balayage environnementale : application à l'observation des tissus dentaires minéralisés.* Actualités Odonto-Stomatologiques, 2011. **255** p. 221-9.

71. Moulin P., Degrange M., et Picard B., *Influence of surface treatment on adherence energy of alloys used in bonded prosthetics.* J Oral Rehabil, 1999. **26**(5): p. 413-21.

72. Moulin P., Soffer E., et Doukhan J.Y., *Alliages précieux en odontologie.* Encycl Méd Chir (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-065-P-10, 2002.

73. Nakabayashi N., et Takarada K., *Effect of HEMA on bonding to dentin.* Dent Mater, 1992. **8**(2): p. 125-30.

74. Newman G.V., *Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report.* Am J Orthod, 1965. **51**(12): p. 901-12.

75. Nicholson J.W., *Resin-modified Glass-ionomers*, dans *The Chemistry of Medical and Dental Materials*, J.A. Connor, Editor. 2002: Cambridge. p. 170-1.

76. Ohno H., Endo K., et Hashimoto M., *New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding.* Dent Mater, 2004. **20**(4): p. 330-7.

77. Olsen M.E., Bishara S.E., Damon P., et Jakobsen J.R., *Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1997. **112**(5): p. 502-6.

78. Ozcan M., et Vallittu P.K., *Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics.* Dent Mater, 2003. **19**(8): p. 725-31.

79. Ozer T., Basaran G., et Berk N., *Laser etching of enamel for orthodontic bonding.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(2): p. 193-7.

80. Pandis N., Polychronopoulou A., et Eliades T., *Failure rate of self-ligating and edgewise brackets bonded with conventional acid etching and a self-etching primer: a prospective in vivo study.* Angle Orthod, 2006. **76**(1): p. 119-22.

81. Pascotto R.C., Navarro M.F., Capelozza Filho L., et Cury J.A., *In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(1): p. 36-41.

82. Pelissier B., et Duret F., *Embouts des lampes à photopolymériser.* EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Stomatologie, 22-020-A-06, 2007.

83. Radovic I.*, et coll.*, *Self-adhesive resin cements: a literature review.* J Adhes Dent, 2008. **10**(4): p. 251-8.

84. Raskin A., Salomon J.P., et Sabbagh J., *Les résines composites : Classification, Evolution.* Real Clin., 2005. **4** p. 297-312.

85. Retief D.H., *The use of 50 per cent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: a rational approach.* Am J Orthod, 1975. **68**(2): p. 165-78.

86. Roos S., *Evolution du collage en orthodontie : apport des adhésifs automordançants.* International Orthodontics, 2005. **3**(2): p. 141-54.

87. Roulet J.F., et Degrange M., *Collage et adhésion, la révolution silencieuse* ed. Q. Internationale. 2000, Paris.

88. Sarac Y.S., Elekdag-Turk S., Sarac D., et Turk T., *Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface roughness of a feldspar ceramic.* Angle Orthod, 2007. **77**(4): p. 723-8.

89. Schonhorn H., et Sharpe L.H., Chemical and engineering news, 1963. **15** p. 67.

90. Shah J., et Chadwick S., *[Comparison of 1-stage orthodontic bonding systems and 2-stage bonding systems: a review of the literature and the results of a randomized clinical trial].* Orthod Fr, 2009. **80**(2): p. 167-78.

91. Shinchi M.J., Soma K., et Nakabayashi N., *The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel.* Dent Mater, 2000. **16**(5): p. 324-9.

92. Silverstone L.M., Hicks M.J., et Featherstone M.J., *Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study.* J Am Dent Assoc, 1985. **110**(3): p. 329-32.

93. Silverstone L.M., Saxton C.A., Dogon I.L., et Fejerskov O., *Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy.* Caries Res, 1975. **9**(5): p. 373-87.

94. Simon J.S., Galletti C., et Wiechmann D., *Système d'orthodontie linguale individualisé.* EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie/Orthopédie dentofaciale, 23-490-A-09, 2007.

95. Simon Y. *Les ciments de scellement orthodontiques*. 2011 [cited 14 février 2012]; disponibles à partir de: http://www.orthodontie-fr.com/modules/smartsection/item.php?itemid=92.

96. Smith D.C., *A new dental cement.* Br Dent J, 1968. **124**(9): p. 381-4.

97. Sorel O., Mano M.C., et Mehdi S., *[Specific bonding technics].* Orthod Fr, 2009. **80** (2): p. 193-202.

98. Susperregui N., *Étude théorique de la polymérisation d'esters par voie organométallique et organique*. Sciences de la matière. Lieu de soutenance: Université Toulouse III - Paul Sabatier, 5 novembre 2010, 192 p.

99. Suzuki M.*, et coll.*, *Raman and IR studies on adsorption behavior of adhesive monomers in a metal primer for Au, Ag, Cu, and Cr surfaces.* J Biomed Mater Res, 2002. **62**(1): p. 37-45.

100. Swartz M.L., *Orthodontic bonding.* International Orthodontics, 2008. **1** p. 23-51.

101. Tani C., et Finger W.J., *Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives.* J Adhes Dent, 2002. **4**(4): p. 283-9.

102. Tay F.R.*, et coll.*, *Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin.* J Adhes Dent, 2001. **3**(2): p. 153-67.

103. Thompson R.E., et Way D.C., *Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments.* Am J Orthod, 1981. **79**(3): p. 282-95.

104. Tirlet G., et Attal J.P., *Les inlays/onlays esthétiques et colles modernes.* Inf Dent, 2008. **28** p. 1181-88.

105. Travailler-mieux.gouv. *Acide fluorhydrique ou Fluorure d'hydrogène*. Ministère du travail de l'emploi de la formation professionnelle et du dialogue social [cited 19 novembre 2012]; disponibles à partir de: http://www.travailler-mieux.gouv.fr/Acide-fluorhydrique-ou-Fluorure-d.html.

106. Turk T., Sarac D., Sarac Y.S., et Elekdag-Turk S., *Effects of surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces.* Eur J Orthod, 2006. **28**(5): p. 450-6.

107. Turkkahraman H., et Kucukesmen H.C., *Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets.* Eur J Orthod, 2006. **28**(5): p. 440-3.

108. Vallittu P.K., et Forss H., *Adhesion of glass ionomer cement to a ceramometal alloy.* J Prosthet Dent, 1997. **77**(1): p. 12-6.

109. Van Landuyt K.L.*, et coll.*, *Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives.* J Dent Res, 2005. **84**(2): p. 183-8.

110. Van Landuyt K.L.*, et coll.*, *Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives.* Biomaterials, 2007. **28**(26): p. 3757-85.

111. Van Meerbeek B.*, et coll.*, *Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.* Oper Dent, 2003. **28**(3): p. 215-35.

112. VanNoort R., *Resin composites and polyacid-modified resin composites*, dans *Introduction to dental materials*, C. Mosby, Editor. 2002: St. Louis. p. 96-123.

113. Vicente A.*, et coll.*, *A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems.* Angle Orthod, 2005. **75**(1): p. 109-13.

114. Vicente A., Mena A., Ortiz A.J., et Bravo L.A., *Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system.* Angle Orthod, 2009. **79**(1): p. 127-32.

115. Vreven J.*, et coll.*, *Résines composites.* EMC (Elsevier SAS, Paris) Odontologie, 23-065-E-10, 2005.

116. Willems G.*, et coll.*, *A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.* Dent Mater, 1992. **8**(5): p. 310-9.

117. Wilson A.D., et Kent B.E., *A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement.* Br Dent J, 1972. **132**(4): p. 133-5.

118. Yip H.K.*, et coll.*, *Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin.* Dent Mater, 2001. **17**(5): p. 456-70.

119. Yoshida Y.*, et coll.*, *Comparative study on adhesive performance of functional monomers.* J Dent Res, 2004. **83**(6): p. 454-8.

120. Yoshida Y., *et coll.*, *Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces.* J Dent Res, 2000. **79**(2): p. 709-14.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : J.P.LOUIS – Professeur des Universités
Juges : E.MORTIER– Maître de conférence des Universités
C.CLEMENT – Maître de conférence des Universités
C.PY- Docteur en chirurgie dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur GRESET Victor**

né(e) à: **BESANCON (25)** le **25 mars 1983**

et ayant pour titre : **« Le collage en orthodontie : données actuelles.»**

Le Président du jury,

J.P.LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 6632

NANCY, le 20 12 2012

Le Président de l'Université de Lorraine

P.MUTZENHARDT

GRESET Victor : LE COLLAGE EN ORTHODONTIE : DONNÉES ACTUELLES
Nancy 2013 : 113f : 48ill : 3tblx
Th. Chir-Dent : NANCY : 2013

Mots clés :
- Orthodontie
- Adhésion
- Collage
- Substrat
- Matériaux et protocoles de collage

GRESET Victor : LE COLLAGE EN ORTHODONTIE : DONNÉES ACTUELLES
Nancy 2013 : 113f : 48ill : 3tblx
Th. Chir-Dent. : NANCY : 2013

Le collage aux tissus dentaires est désormais un acte quotidien de la dentisterie, aussi bien en odontologie conservatrice, qu'en réhabilitation prothétique, ou encore en orthodontie. En effet, le collage a connu des changements révolutionnaires au cours de ces deux dernières décennies, et, de fait, l'arsenal thérapeutique de l'orthodontiste a grandement évolué. De plus, l'orthodontiste comme l'odontologiste est amené à assembler différents matériaux sur de nombreux substrats (émail, dentine, céramique, résine, acier, amalgame, or...) de façon routinière.

Après avoir détaillé les différents substrats rencontrés en bouche, ainsi que les différents protocoles de préparation de surface de ceux-ci, ce travail énumérera les matériaux d'assemblage utilisés en odontologie adhésive. Puis, il sera présenté les protocoles cliniques des systèmes de collage utilisées en orthodontie. Le travail se termine par une présentation de deux cas cliniques. Des tableaux récapitulatifs synthétisent ce travail.

Jury :

Pr. LOUIS Jean-Paul	Professeur des Universités	Président
Dr. MORTIER Éric	Maître de Conférence des Universités	Directeur
Dr. CLEMENT Céline	Maître de Conférence des Universités	Juge
Dr. PY Catherine	Docteur en Chirurgie Dentaire	Juge

Adresse de l'auteur :

Victor GRESET
3, rue du Clos
70150 ETUZ
victorgreset@wanadoo.fr