

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2016

N°:

THESE pour le
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 13 Mai 2016

Par Idir AIT OUARABI

Né le 07 JUILLET 1989 à Tourcoing – France

**LE COMPOSITE DE RESTAURATION : UTILISATION EN TANT QUE MATÉRIAU
D'ASSEMBLAGE POUR LES RESTAURATIONS ADHÉSIVES EN CÉRAMIQUE.**

JURY

Président : Monsieur le Professeur Hervé Boutigny-Vella

Assesseurs : Monsieur le Docteur Marc Linez

Monsieur le Docteur Pierre Hildelbert

Monsieur le Docteur Corentin Denis

Membre invité : Monsieur le Docteur Hadrien Bouckenooghe

ACADEMIE DE LILLE

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE LILLE 2

~*~*~*~*~*~*~*

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

PLACE DE VERDUN

59000 LILLE

~*~*~*~*~*~*~*

Président de l'Université : X. VANDENDRIESSCHE
Directeur Général des Services : P-M. ROBERT
Doyen : Pr E. DEVEAUX
Vice-doyens : Dr E. BOCQUET, Dr L. NAWROCKI, Pr G.
PENEL
Chef des Services Administratifs : S. NEDELEC
Responsable de la scolarité : L. LECOCQ

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
H. BOUTIGNY	Parodontologie
T. COLARD	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Responsable de la sous section de Parodontologie
E. DEVEAUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie Doyen de la faculté
G. PENEL	Sciences biologiques
M. M ROUSSET	Odontologie Pédiatrique

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES :

T. BECAVIN	Responsable de la Sous Section d'Odontologie Conservatrice -Endodontie
F. BOSCHIN	Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable de la Sous-Section d'Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable de la Sous-Section de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale
A. CLAISSE	Odontologie Conservatrice – Endodontie
M. DANGLETERRE	Sciences biologiques
A. DE BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable de la Sous Section d'odontologie pédiatrique
A. GAMBIEZ	Odontologie Conservatrice – Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDEBERT	Odontologie Conservatrice – Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable de la Sous Section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale et Orthodontie
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. OELJNIK	Sciences Biologiques
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et

	Radiologie
M. SAVIGNAT	Responsable de la Sous Section de Science Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie
T. TRENTÉSEAU	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable de la Sous Section de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées

comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury...

Monsieur le Professeur Hervé BOUTIGNY-VELLA

Professeur des universités – Praticien hospitalier des CSERD

Sous-Section Parodontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

C'est une chance d'avoir reçu votre enseignement,
et c'est avec grand intérêt que j'ai pu suivre vos cours.

Vous me faites l'honneur et le plaisir d'accepter
la présidence du jury de cette thèse, et je vous en remercie.

Veillez trouver ici l'expression de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur Marc LINEZ

Maître de Conférences des Universités- Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section Odontologie Conservatrice – Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maîtrise de Sciences de la Vie et de la Santé

Responsable de l'Unité Fonctionnelle d'Odontologie Conservatrice Endodontie

Vous avez accepté spontanément de juger mon travail
et de faire partie de ce jury et je vous en remercie.
Je vous exprime ici mon profond respect pour l'enseignement que
vous avez su nous dispenser avec enthousiasme.

Monsieur le Docteur Pierre HILDELBERT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous- Section Odontologie Conservatrice – Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doctorat de l'Université de Lille 2 (mention Odontologie)

Vous êtes le premier enseignant que j'ai rencontré dans cette faculté
et c'est avec vous que se termine mon cursus.

C'est un honneur d'avoir pu recevoir votre enseignement.

Veillez trouver ici l'expression de toute ma gratitude et de mon profond respect.

Monsieur le Docteur Corentin Denis

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Sous – Section Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Tu as spontanément accepté de prendre la direction de
cette thèse et je t'en remercie.
C'est avec plaisir que j'ai pu partagé une partie de mes études à tes côtés.
Je te transmets tous mes vœux de réussite
dans tes fonctions d'enseignant.

Monsieur le Docteur Hadrien Bouckenooghe

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Sous-Section Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Université René Descartes (Paris V) - Certificat d'études supérieures, Technologie des matériaux employés en art dentaire

Université de la Méditerranée (Aix-Marseille II) - Certificat d'études universitaires, Prothèse Fixée

Université Denis Diderot (Paris VII) - Attestation Universitaire d'Implantologie

Université de Strasbourg - Diplôme d'université, Esthétique du sourire - approche multidisciplinaire

Master 2 Biologie Santé- Parcours Biomatériaux

Pour m'avoir fait confiance en me confiant ce travail, mais aussi pour tout ce que tu m'as appris et apporté au cours de ces années, je te remercie.

Toujours disponible et à l'écoute, ton aide m'a été indispensable pour élaborer ce travail.

J'écris ici avant toute chose à un ami, j'en profite pour te souhaiter tous mes vœux de réussite pour tes projets à venir.

Je dédie cette thèse...

**LE COMPOSITE DE RESTAURATION : UTILISATION EN TANT QUE MATÉRIAU
D'ASSEMBLAGE POUR LES RESTAURATIONS ADHÉSIVES EN CERAMIQUE.**

TABLE DES ABRÉVIATIONS.....	17
INTRODUCTION.....	18
I. Assemblage des restaurations adhésives en céramique : données actuelles.	20
1.1. Les objectifs de l'assemblage	20
1.1.1. L'étanchéité.....	20
1.1.2. La rétention	21
1.1.3. Le caractère visco-élastique	21
1.2. Le phénomène d'adhésion	21
1.2.1. Adhésion-adhérence : principes et définitions (1)	21
1.2.2. Principales théories (1)	22
1.2.3. La notion de mouillabilité.....	23
1.3. Adhésion aux tissus dentaires minéralisés.....	24
1.3.1. L'émail.....	24
1.3.1.1. Composition (6,7)	24
1.3.1.2. Structure	24
1.3.1.3. Collage à l'émail.....	25
1.3.2. La dentine	27
1.3.2.1. Composition.....	27
1.3.2.2. Structure (12,13).....	27
1.3.2.3. Collage à la dentine (12).....	28
1.4. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires.....	31
1.4.1 Classifications	31
1.4.1.1. Approche historique	31
1.4.2.2. Approche rationnelle (14,15).....	32
1.4.2. Choix du système adhésif.....	36
1.5. Le cahier des charges idéal pour le collage des restaurations adhésives en céramiques (3,4)	38
1.5.1. Biocompatibilité	38
1.5.2. Résistance	38
1.5.3. Adhésion	38
1.5.4. La viscosité du matériau et l'élimination aisée des excès	39
1.5.5. Qualités optiques et choix de teintes	39
II. Moyens d'assemblage des restaurations adhésives en céramique : les composites de collage.....	40
2.1. Rappels sur les résines composites (27) (28,29)	40

2.1.1. Définitions	40
2.1.2. Composition	41
2.1.2.1. La phase organique	41
2.1.2.1.1 La résine matricielle.....	42
2.1.2.1.2. Les diluants (ou contrôleurs de viscosité).....	42
2.1.2.1.3. Les agents de polymérisation.....	43
2.1.2.1.4. Les inhibiteurs de prise.....	44
2.1.2.2. La phase inorganique : les charges	45
2.1.2.2.1. Nature des charges	45
2.1.2.2.2. Taille des charges.....	46
2.1.2.2.3. Propriétés des charges.....	47
2.1.3. Propriétés des composites.....	48
2.1.3.1. Propriétés mécaniques	48
2.1.3.2. Propriétés physico-chimiques	50
2.2. Classification des composites	52
2.2.1. Les différents composites de « collage » présents sur le marché (12,31).....	52
2.2.2. Le composite de restauration.....	56
2.2.2.1. Rappels sur la photopolymérisation et sur la notion de degré de conversion (38).....	56
2.2.2.2. Utilisation en tant que moyen d'assemblage.....	58
2.2.2.2.1. Influences et conséquences de l'augmentation de la température.....	59
2.2.2.2.2. A quelle température ?.....	62
2.2.2.2.3. Influence de l'épaisseur des pièces sur la photopolymérisation.....	63
2.2.2.3. Avantages théoriques et pratiques de l'utilisation du composite de restauration comme moyen d'assemblage. (65).....	65
III. Aspects pratiques	67
3.1. Matériel nécessaire	67
3.1.1. Matériel nécessaire pour préchauffer le composite.....	67
3.1.2. Matériel nécessaire à l'insertion correcte des RAC.....	68
3.1.3. Matériel nécessaire à la photopolymérisation.	68
3.1.3.1. Lampes à photopolymériser.....	68
3.1.3.2. Radiomètre	69
3.1.4. Choix du composite de restauration.....	70
3.2. Protocole clinique : Assemblage d'un onlay céramique	71

3.2.1. Etapes préalables	71
3.2.1.1. Isolation du site opératoire.....	71
3.2.1.1.1. La digue unitaire	71
3.2.1.1.2. La digue plurale.....	71
3.2.1.2. Essayage de la pièce.....	72
3.2.1. Traitements de surface.....	72
3.2.1.1. Traitement de l'intrados prothétique.....	72
3.2.1.2. Traitement des surfaces dentaires.....	74
3.2.2. Assemblage avec le composite de restauration	76
3.2.2.1. Insertion de la pièce et élimination des excès.....	76
3.2.2.2. La polymérisation.....	77
3.2.2.2. Polissage et réglage de l'occlusion	79
Conclusion.....	80
Index des illustrations	81
Références bibliographiques	83

TABLE DES ABRÉVIATIONS

RAC : Restaurations adhésives en céramique

CVI : Ciment verre ionomère

CVI MAR : Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine

JAD : Jonction amélo-dentinaire

SDI : Scellement dentinaire immédiat

SAM : Système auto-mordançant

M&R : Système adhésif avec mordantage et rinçage

µm : Micromètre

DC : Degré de conversion

UDMA : Diméthacrylate d'Urétane

TEGDMA : TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate

BHT : Butyl-Hydroxytoluène

MEHQ : l'Hydroquinone Monométhylique d'Éther

MDP : Phosphate de 10- Méthacryloyloxydécyle Dihydrogène

INTRODUCTION

La dentisterie contemporaine se veut avant tout adhésive avec des formes de préparation moins mutilantes pour les dents que ce soit pour les restaurations directes ou indirectes. L'adhésion aux tissus dentaires est aujourd'hui très bien documentée et permet par l'intermédiaire des restaurations adhésives en céramiques (RAC) de préserver au maximum les tissus sains et la vitalité pulpaire. Le concept de conservation tissulaire, privilégie les restaurations partielles (inlay, onlay, facettes) aux couronnes périphériques, permettant ainsi, une éventuelle ré-intervention et optimisant la survie des dents sur arcade. Certains auteurs limitent d'ailleurs l'indication de la couronne périphérique dans le cadre de la seule réintervention prothétique.

Un des facteurs de longévité des restaurations adhésives en céramique est le mode d'assemblage. Si la possibilité de sceller ces restaurations à l'aide de ciments verre ionomère (CVI) à un moment été envisagée, il est aujourd'hui admis que seul le collage permet d'obtenir la pérennité de ces restaurations. Il existe actuellement sur le marché une multitude de composites de collage, destinés à l'assemblage des RAC, apportant leur lot de confusion et de complexité (divers modes d'adhésion et de polymérisation). À l'heure actuelle, ce sont les matériaux à polymérisation duale qui sont largement employés pour l'assemblage des RAC en raison de leur fluidité et de leur composante autopolymérisable. L'utilisation de ces colles soulèvent cependant un certain nombre de problèmes : leur capacité d'autopolymérisation est inversement proportionnelle à leur temps de travail, leur fluidité rend l'élimination des excès de résine difficile et l'instabilité de leur teinte, liée à la présence de composés amines dans leur formule, peut s'avérer préjudiciable d'un point de vue esthétique.

L'objectif de ce travail a été de proposer le composite de restauration comme une alternative aux composites de collages duals.

La première partie du manuscrit reprend les fondamentaux de l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés, en faisant le point sur les systèmes adhésifs amérodentaires et en détaillant le cahier des charges idéal pour l'assemblage des RAC.

Après un bref rappel sur la structure, la composition et les propriétés des

résines composites, la deuxième partie développe les limites d'utilisation des composites de collage duals avant d'aborder les problématiques et les avantages liés à l'utilisation de composite de restauration 100% photopolymérisable comme moyen d'assemblage.

Enfin, la dernière partie aborde les aspects cliniques et pratiques.

L'adhésion aux tissus dentaires minéralisés a profondément transformé les concepts de dentisterie restauratrice (1) . En effet, l'approche contemporaine de la dentisterie est plus que jamais conservatrice. Ce n'est plus à la dent de s'adapter aux besoins mécaniques de la restauration, puisque celle-ci peut s'adapter aux structures dentaires résiduelles. Mieux, le collage permet de renforcer les structures dentaires résiduelles, conférant, en théorie, à la dent restaurée un comportement biomécanique proche de la dent naturelle. (2)

I. Assemblage des restaurations adhésives en céramique : données actuelles.

Après avoir redéfini les rôles d'un matériau d'assemblage, nous ferons un bref rappel sur les bases de l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés, puis nous définirons le cahier des charges du matériau idéal pour le collage des restaurations adhésives en céramique (RAC).

1.1. Les objectifs de l'assemblage. (3,4)

En prothèse fixée, la restauration prothétique est liée aux tissus dentaires par un matériau de jonction qui doit en assurer la pérennité. On peut déterminer la qualité d'un matériau à partir de son comportement dans les trois domaines suivants : l'étanchéité, la rétention et le caractère visco-élastique.

1.1.1. L'étanchéité

L'espace occupé par le matériau d'assemblage (joint dento-prothétique) représente un des points faibles de tout traitement par prothèse fixée. Le joint dento-prothétique est soumis à des agressions (infiltrations bactériennes, variations de températures et de pH salivaire) provoquant ainsi une détérioration progressive, pouvant mener à une percolation bactérienne.

D'une manière générale, il est admis que les polymères de collage possèdent une

étanchéité supérieure à celles des ciments traditionnels (ciments au phosphate de zinc, ciments verre ionomère (CVI)). Cependant, l'utilisation des polymères de collage nécessite une plus grande rigueur dans la mise en œuvre.

1.1.2. La rétention

Contrairement à la prothèse scellée dont la rétention est principalement basée sur le faible degré de convergence des parois du pilier prothétique et de la friction liée au contact intime entre la pièce prothétique et le pilier. Les restaurations adhésives sont assemblées à des préparations souvent peu rétentives; le joint dento-prothétique est ainsi beaucoup plus sollicité. C'est pourquoi le choix du matériau d'assemblage s'appuiera sur sa résistance mécanique d'une part et sur sa capacité d'adhésion forte aux surfaces dentaires et prothétiques moyennant des traitements préalables de celles-ci.

1.1.3. Le caractère visco-élastique

La capacité de déformation du joint de colle va contribuer à dissiper les contraintes d'origines thermique (coefficient de dilatation thermique), physique (retrait de polymérisation) et mécanique (contraintes liées à la fonction). (5)

1.2. Le phénomène d'adhésion

1.2.1. Adhésion-adhérence : principes et définitions (1)

L'adhésion est l'union d'une surface à une autre avec laquelle elle est en contact intime. Elle résulte de l'ensemble des interactions qui contribuent à unir deux surfaces entre elles. Elle regroupe deux phénomènes : les rétentions mécaniques de l'adhésif dans les pores et rugosités du substrat et les liaisons chimiques et physico-chimiques intermoléculaires échangées entre l'adhésif et l'adhérent. L'adhésion

englobe donc l'ensemble des interactions qui contribuent à lier deux corps.

L'adhérence est la force nécessaire pour séparer ces deux surfaces. Elle est mesurée par des tests de séparation in vitro. Ces tests se font en cisaillement ou en traction ; ils sont variables en fonction des substrats et des opérateurs et aident à comparer les techniques et les matériaux.

1.2.2. Principales théories (1)

Les deux principales théories concernant le phénomène d'adhésion sont :

→ la théorie (micro-)mécanique, selon laquelle l'adhésif après durcissement s'engrène mécaniquement dans les rugosités et irrégularités de surface des tissus dentaires minéralisés.

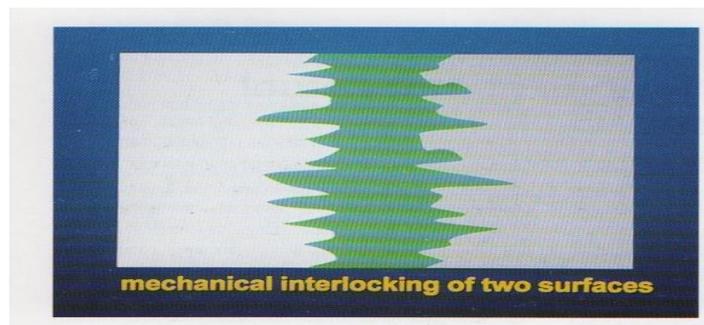


Figure 1 : Théorie mécanique de l'adhésion (Degrange, 2000)

→ la théorie d'adsorption, qui s'applique à toutes sortes de liaisons chimiques de l'adhésif à l'adhérent, qu'elles soient primaires (liaisons ioniques et covalentes) ou secondaires (liaisons hydrogènes, dipôles et forces de van der Waals).

En dentisterie, c'est *la théorie micro-mécanique* qui est l'explication la plus courante du mécanisme d'adhésion d'un matériau à la structure dentaire.

1.2.3. La notion de mouillabilité

Afin qu'une adhésion soit durable, le critère le plus important est que les deux substrats soient en contact suffisamment proche et intime. Quand les deux substrats sont solides (tissus dentaires minéralisés et biomatériaux), ce critère est rempli par l'intermédiaire de substances fluides que sont les adhésifs.

Le contact intime des adhésifs avec le substrat dépend en grande partie de la mouillabilité de ce dernier.

En résumé :

- C'est la pénétration de l'adhésif dans les rugosités de surface qui explique le phénomène d'adhésion (théorie micro-mécanique).

- Importance des traitements de surface afin d'augmenter l'énergie superficielle du substrat, augmentant ainsi la mouillabilité, ce qui a pour conséquence d'améliorer l'adhésion.

1.3. Adhésion aux tissus dentaires minéralisés.

Afin de comprendre l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés, il est important de faire quelques rappels histologiques.

1.3.1. L'émail

1.3.1.1. Composition (6,7)

L'émail humain mature est le tissu le plus dur du corps humain, il se compose de 3 phases :

- minérale : environ 95% de sa masse totale constituée principalement de cristaux d'hydroxyapatite de formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
- aqueuse : environ 3,5% de sa masse
- organique : environ 0,5% , composée essentiellement de glycoprotéines et polysaccharides correspondant au produit de dégradation de protéines amélares comme l'amélogénine.

De part sa composition très minéralisée et très faible en eau, l'émail constitue un substrat très favorable à l'adhésion.

1.3.1.2. Structure

L'épaisseur de l'émail est constituée, dans sa masse, d'une couche prismatique ou une substance interprismatique permet la cohésion des prismes entre eux et, de deux couches fines (d'environ 30 à 80 μm) aprismatiques interne et externe.

Les prismes prennent leur origine à la jonction amérodentinaire (JAD) et rejoignent la couche aprismatique superficielle (environ 30 μm).

Les prismes sont constitués d'un regroupement de cristaux d'hydroxyapatite et ont un diamètre de 4-8 μm . Au sein des prismes, les cristaux d'hydroxyapatite sont perpendiculaires à la surface.

1.3.1.3. Collage à l'émail

Une surface d'émail non traitée est lisse (peu rétentive) et couverte de plaque bactérienne, qui empêche évidemment tout contact intime d'un matériau avec la surface dentaire. L'émail doit donc être traité. Les techniques adhésives ont débuté en 1955, lorsque *Buonocore* appliqua de l'acide phosphorique sur de l'émail. (8)

L'adhésion à l'émail est plus liée à la qualité du traitement de surface qu'à la nature de l'adhésif utilisé.

Le mordantage à l'acide ortho-phosphorique permet d'obtenir des valeurs d'adhésions excellentes. On obtient alors une surface irrégulière et anfractueuse, possédant une haute énergie de surface. La résine adhésive peut alors mouiller les anfractuosités ainsi créées, on parle alors de micro-clavetage. (9)

Sur les illustrations ci-après, on note que l'attaque acide a engendré une altération de la surface, permettant d'augmenter la surface développée de 10 à 20 fois. Ces micro-rétentions autoriseront l'adhérence mécanique par micro-clavetage des restaurations adhésives. Il s'agit là du pilier du collage en dentisterie adhésive décrit par *Buonocore*.

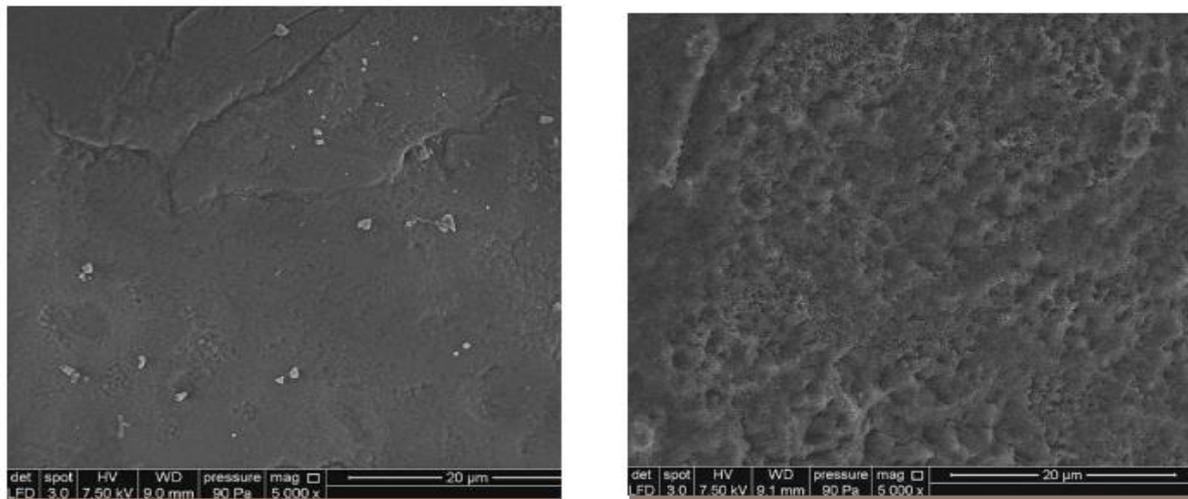


Figure 2 : Émail d'une face vestibulaire de molaire mandibulaire, grossissement x 5000, avant (figure de gauche) et après traitement (figure de droite) à l'acide orthophosphorique 30 sec) (Mortier, 2011) (10)

Protocole clinique de traitement de l'émail avant collage :

Le traitement préalable de la surface se fait en 4 temps :

1- Etape de nettoyage de la surface par nettoyage ou brossage, ce qui permet d'éliminer la plaque et les protéines de surface.

2- Mordançage de la surface amélaire à l'acide orthophosphorique 37% pendant 30 secondes. Ce qui élimine 10 μm superficielle et dissous partiellement sur 20 μm .

3- Rinçage abondant 30 sec de façon à éliminer tous les précipités.

4- Séchage à l'air.

Cette procédure permet d'augmenter considérablement la surface développée qui présente alors une énergie de surface élevée. (11)

Paramètres à prendre en compte :

1- Faire attention à la contamination exogène par d'autres fluides (salive, sang) qui aura pour effet d'abaisser l'énergie de surface, ce qui nous rappelle l'importance de la digue lors du collage.

2- Il est possible de potentialiser le résultat et d'augmenter l'énergie de surface en projetant des particules d'alumine de 30 à 50 μm avec une sableuse intraorale comme la Cojet™ (3M ESPE™).

En résumé :

- **Le collage à l'émail a été découvert dès 1955 (*Buonocore*).**

- **Le mordançage acide de l'émail aboutit à une surface rugueuse plus étendue avec une grande énergie de surface. Une telle surface facilite la mouillabilité, augmente la rétention micro-mécanique, réunissant ainsi les critères pour un collage efficace.**

1.3.2. La dentine

1.3.2.1. Composition

La dentine représente la majeure partie du volume de la dent, elle est plus souple et plus tendre que l'émail.

La composition de la dentine est bien plus hétérogène que celle de l'émail :

- une phase minérale : environ 70% de sa masse, constituée principalement d'hydroxyapatite, de phosphates et d'oligoéléments
- une phase organique : environ 20% de sa masse, constituée principalement de collagène, ce qui donne à la dentine ses propriétés de viscoélasticité
- une phase aqueuse : environ 10%.

1.3.2.2. Structure (12,13)

La dentine est faite de trois substrats de compositions très différentes :

- la dentine intertubulaire, peu minéralisée, surtout présente en surface
- la dentine périrtubulaire, très minéralisée
- les tubulis dentinaires qui renferment un prolongement odontoblastique et du fluide dentinaire.

C'est ici que se trouve une différence très importante avec l'émail. La dentine possède une humidité intrinsèque, celle-ci est plus importante à proximité pulpaire (car plus de tubulis). Les prolongements odontoblastiques sont à l'origine de la sensibilité de la dentine aux stimuli (chaud, froid, contact).

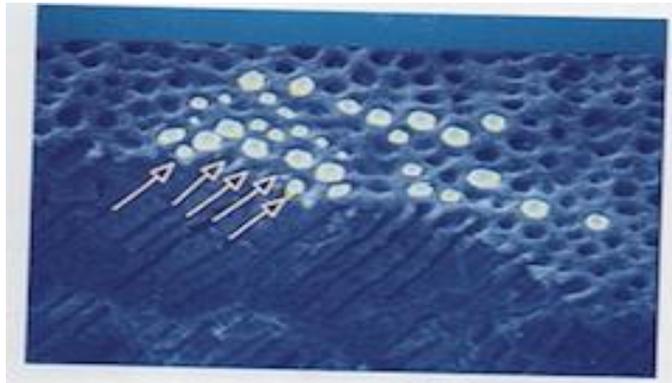


Figure 3 : Suintement d'eau dans les tubulis dentinaires (Degrange, 2000)

1.3.2.3. Collage à la dentine (12)

Contrairement à l'émail, le collage à la dentine a longtemps été un challenge pour trois raisons :

→ hétérogénéité de la structure (composition) mais également hétérogénéité de la microstructure, qui varie en fonction de modifications physiologiques et pathologiques (dentines réactionnelles, sclérotiques, etc).

→ l'humidité intrinsèque de la dentine, qui pose des problèmes d'étanchéité aux adhésifs qui sont hydrophobes.

→ la boue dentinaire (smear-layer), il s'agit d'une couche d'environ 1 à 3 μm composées entre autre d'hydroxyapatite et de collagène modifié. Cette couche, se retrouve à la surface dentinaire après chaque passage d'instrument. Elle bouche les tubulis dentinaires s'opposant ainsi au suintement du fluide dentinaire, par contre, elle empêche tout contact direct de n'importe quel matériau avec le substrat dentinaire.

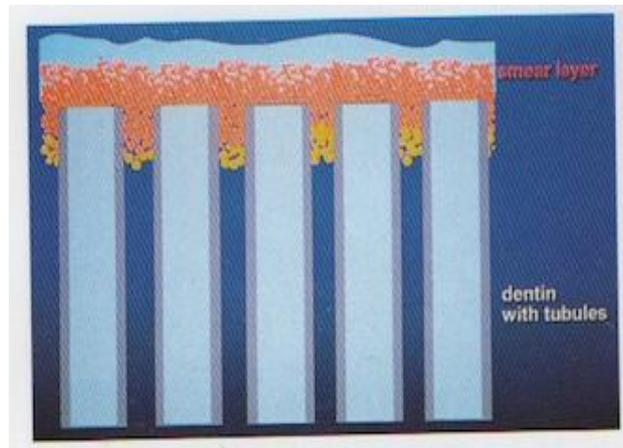


Figure 4 : Illustration de la smear-layer (DeGrange, 2000)

Nakabayashi a défini le principe de l'adhésion à la dentine par la formation d'une couche hybride entre la dentine et la résine.

La couche hybride

La couche hybride est un entrelacement de deux types de polymères :

- les fibres de collagène de la matrice dentinaire
- l'adhésif

Cet ancrage micro-mécanique peut être comparé à « un velcro » à l'échelle macromoléculaire.

La formation d'une couche hybride sans dissolution, au moins partielle, de la smear layer semble compliquée, car l'adhérence entre la boue dentinaire et la dentine par le biais des bouchons qu'elle forme dans les tubules dentinaires (tags) est faible (moins de 5 Mpa), ce qui constitue un risque d'échec du collage.

C'est pour cela qu'afin d'obtenir un contact intime avec la dentine, la smear layer est totalement ou au moins en partie dissoute quel que soit le système adhésif, la procédure de collage à la dentine commence donc par un traitement acide pour l'éliminer ou la stabiliser.

La couche hybride, en fonction du système adhésif utilisé (cf 1.4) peut-être formée entre :

- la résine et la smear layer sélectivement dissoute. C'est ce que propose certains systèmes adhésifs, qui reposent sur une modification et une dissolution partielle de la smear layer par l'emploi de monomères acides contenus dans le primaire d'adhésion.
- la résine et la dentine totalement débarrassée de la smear layer. Un mordantage de la dentine (15 secondes contre 30 secondes pour l'émail) permet l'élimination de la smear-layer et déminéralise la surface dentinaire inorganique (hydroxyapatite), on obtient alors une exposition des fibres collagéniques sur une profondeur d'environ 10µm. L'adhésif peut alors pénétrer dans les canalicules dentinaires afin de former des prolongements de résine qui vont ancrer mécaniquement la résine à la dentine.

Paramètres à prendre en compte

1- Afin de potentialiser le résultat sur les dents vitales, lors de la réalisation de RAC postérieure (onlay), il convient de réaliser un scellement dentinaire immédiat (SDI) (Magne P.). Cette technique permet de désinfecter et sceller la plaie dentinaire par la formation d'une couche hybride dès la fin de la préparation. Ceci permet, de diminuer la contamination bactérienne au sein des tubulis, et les dépôts de résidus de ciments provisoires. Le résultat est une meilleure étanchéité immédiate et médiate, ainsi qu'une diminution des sensibilités inter-séances et post-opératoires.

2- Cette technique ne perturbe pas l'adhésion finale de la pièce prothétique, bien au contraire, la couche hybride ainsi formée augmente la force du collage par diminution du stress. Un temps de collage différent de celui de l'hybridation (SDI) permet au stress de polymérisation de décroître. Il conviendra par contre de réaliser un sablage à l'alumine 30-50 µm avant l'application du second système de collage.

En résumé :

- La clef de l'adhésion dentinaire réside dans la possibilité de pénétrer les tubulis dentinaires par l'adhésif (tags) et par infiltration des fibres de collagène de la surface préparée de la dentine (couche hybride).
- L'adhésion à l'émail est toujours meilleure que l'adhésion à la dentine, il faut donc chercher autant que possible à conserver des limites périphérique amélaire.

1.4. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires

Il est important de décrire ces systèmes, car mis à part quelques résines composites auto-adhésives, la grande majorité des résines composites dont font partie les composites de restauration nécessitent un système adhésif afin d'adhérer au tissu dentaires. Il existe actuellement sur le marché, plusieurs types d'adhésifs à la disposition du praticien.

1.4.1 Classifications

Il y a deux manières d'aborder la classification des systèmes adhésifs amélo-dentinaires :

1.4.1.1. Approche historique

Elle consiste en l'énumération de sept générations d'adhésifs de 1952 à aujourd'hui. Cette classification, à l'origine purement historique, a pris un caractère « marketing » depuis une décennie. Cette classification 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. C'est pour cette raison qu'elle n'est pas précisément décrite ici.

Il est donc nécessaire d'avoir recours à une classification plus rationnelle.

1.4.2.2. Approche rationnelle (14,15)

Elle est basée sur les principes d'action des différents systèmes adhésifs et sur le nombre de séquences d'applications.

Cette classification a été décrite par *Van Meerbeek et coll.* (2003) et *Michel Degrange* (2004).

On distingue deux grandes classes d'adhésifs :

→ Celle des produits qui requièrent un mordantage suivi d'un rinçage, en préalable à leur emploi (M&R) ou « total-etch ».

→ Celle des produits que l'on applique directement sur les surfaces dentaires sans aucun traitement préliminaire. Cette classe regroupe tous les systèmes auto-mordantants (SAM) ou « self-etch ».

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

→ 3 et 2 temps, pour les adhésifs nécessitant un pré-mordantage à l'acide orthophosphorique.

→ 2 et 1 étape pour les adhésifs auto-mordantants.

Ce classement simple permet d'intégrer toutes les variétés de produits actuellement commercialisés dans quatre catégories : M&R III, M&R II, SAM II et SAM I.

De nombreux travaux ont développé ces systèmes adhésifs de manière exhaustive, nous allons ici nous contenter de les résumer brièvement.

Les systèmes M&R

Chimiquement, le protocole adhésif des systèmes M&R se fait en trois phases :

1- Le mordantage

Il s'agit de l'application d'un acide (acide ortho phosphorique en général) sur l'émail (30 secondes) et sur la dentine (15 secondes au maximum).

Après rinçage, on retrouve sur l'émail les classiques faciès propices à l'ancrage micro-mécanique de l'adhésif.

Au niveau des surfaces dentinaires, l'attaque acide élimine quasi totalement la boue dentinaire, ouvre les orifices tubulaires, et déminéralise superficiellement les zones péri et intertubulaires sur une profondeur d'un à quelques μm .

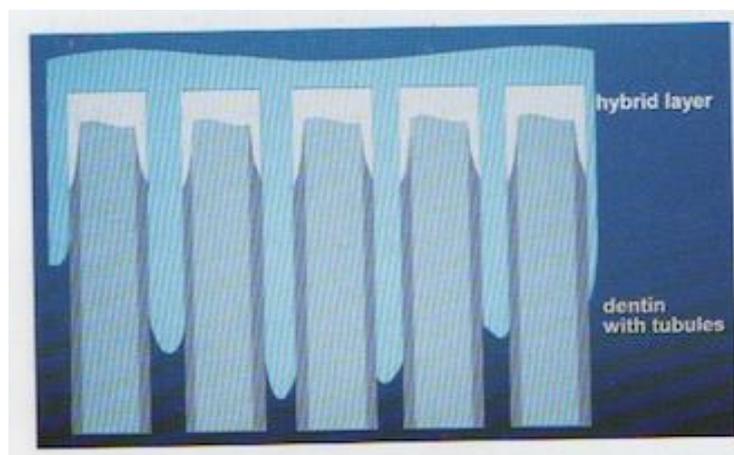


Figure 5 : Elimination totale de la smear layer après application d'acide orthophosphorique (Degrange, 2000)

2- Le primer

Cette zone superficielle de dentine est constituée d'un réseau de fibrilles de collagène entrelacées (1/4), dispersées dans l'eau du rinçage (3/4). La surface traitée est donc principalement hydrophile ce qui pose un problème pour y infiltrer une quantité suffisante de monomères méthacryliques hydrophobes. Cette eau doit être remplacée par le monomère. Tout séchage de la dentine provoque une perte d'eau avec un affaissement des fibres de collagène qui gêne la pénétration des

monomères dans la dentine minéralisée.

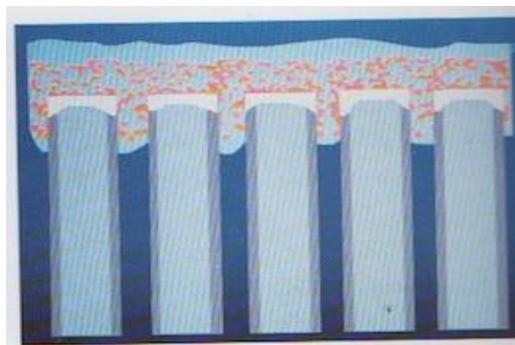
Le primer est un liquide, contenant, entre autre, des monomères hydrophiles. Il permet de maintenir suffisamment poreux le réseau de collagène ou permet sa ré-expansion s'il a été collapsé lors du séchage.

3- La résine adhésive

La troisième étape du traitement adhésif est tout simplement l'application de la résine adhésive hydrophobe, qui doit pénétrer les tubules et s'infiltrer dans les canaux du réseau protéique inter et péri-tubulaire. On obtient ainsi une interphase adhérente entre la dentine intacte et le composite constitué de la couche hybride et de tags.

Les systèmes auto-mordant (SAM)

Contrairement aux systèmes M&R, les SAM contiennent tous de l'eau, nécessaire pour activer le potentiel d'ionisation des monomères fonctionnels acides qu'ils contiennent. *Moszner et al.* ont publié une synthèse documentée très complète sur la chimie des monomères auto-mordants (16). Comme ils participent à la polymérisation, il n'y a 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. La boue dentinaire n'est donc pas totalement éliminée mais infiltrée.



*Figure 6 : Dissolution sélective de la smear layer après application d'un SAM
(Degrange, 2000)*

Type de système adhésif	Nom du système adhésif	Nombre d'étapes nécessaires	Conditionnement	Formes commerciales
Avec mordantage et rinçage préalable.	M&R III	3 étapes	Mordantage, primer et adhésif conditionnés séparément.	<i>Optibond FL-Kerr</i> <i>Scotchbond MP- 3M ESPE</i>
	M&R II	2 étapes	Primer et adhésif dans le même flacon.	<i>One step plus-Bisisco</i> <i>STAE-SDI</i>
Système automordançant.	SAM II	2 étapes	Acide et primer dans le même flacon.	<i>Clearfill SE</i> <i>Bond- Kuraray</i>
	SAM I	1 étape	Tout en un.	<i>One up bond-Tokuyama</i>

Figure 7 : Tableau récapitulatif des différentes familles de systèmes adhésifs

1.4.2. Choix du système adhésif

	Avantages	Inconvénients
Adhésif M&R (mordançage et rinçage)	<ul style="list-style-type: none"> . Très bonne adhésion à l'émail . Recul clinique important 	<ul style="list-style-type: none"> . Adhésion à la dentine délicate et donc technique dépendante . Etapes cliniques en plus . Sensibilités post-opératoires
Adhésif SAM (système auto-mordançant)	<ul style="list-style-type: none"> . Protocole simplifié . Adhésion à la dentine très efficace . Peu de sensibilités postopératoires 	<ul style="list-style-type: none"> . Adhésion à l'émail moins efficace

*Figure 8 : Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs
(Guastalla, 2009)*

Au niveau de l'émail, il est bien admis aujourd'hui que la qualité du mordançage est le principal facteur influençant la valeur de l'adhésion de l'émail. La plupart des auteurs s'accordent sur un point : les faciès d'attaque générés par les SAM sur l'émail apparaissent moins rétentifs que ceux que procure l'acide phosphorique (M&R) (17). Aujourd'hui, on ne sait pas si l'adhésion des SAM à l'émail est suffisante pour garantir l'étanchéité marginale des restaurations à long terme. Certains auteurs, recommandent de mordancer à l'acide phosphorique les marges d'émail d'une préparation avant d'appliquer un SAM afin d'optimiser l'adhésion à l'émail (18), ce qui rajoute une étape. Cette procédure enlève un des « avantages » décrit par *Guastalla et al.* à savoir « protocole simplifié » des SAM par rapport aux M&R.

Au niveau de la dentine, pour les SAM il y a une absence de consensus concernant l'influence de l'épaisseur de la boue dentinaire (smear layer). Certains auteurs ont noté une diminution de l'adhérence lorsque l'épaisseur de boue augmente (19), d'autres à l'inverse ont montré que les SAM sont capables de former une couche hybride quelque soit l'épaisseur de la boue dentinaire (20). Dans tous les cas, l'absence d'élimination des bouchons de boue dentinaire, malgré les défauts de la boue déjà évoqués, a l'avantage de réduire considérablement la perméabilité dentinaire et de ce fait les sensibilités post-opératoires. En 2012, face à la diversité de l'offre commerciale (plus de cent adhésifs sur le marché), une méta-analyse sur les paramètres impliqués en adhésion dentinaire a été menée (21). Parmi tous les systèmes adhésifs testés, l'*Optibond FL (Kerr)* (M&R3) reste la référence incontestée avec une adhérence proche des 50 MPa et le plus faible taux de dégradation.

Méta-analyse des performances adhésives (résistance du collage dentinaire en microtension) [25]				
1	Optibond FL	49,7 MPa	44,8 MPa	(-10%)
2	Clearfil SE Bond	45,4	38,6	(-15%)
3	Scotchbond 1	42,2	30,9	(-27%)
4	Xeno III	38,6	28,6	(-26%)
5	Scotchbond MP	38,4	30,3	(-21%)
6	Clearfil S3	37,8	26,1	(-31%)
7	One-Step	36,3	23,2	(-36%)
8	Prime & Bond NT	35,9	23,5	(-36%)
9	Prompt L-Pop	31,4	20,4	(-35%)
10	One-up Bond F	27,9	18,0	(-35%)

Figure 9 : Performances (résistance du collage dentinaire en microtension) des dix adhésifs les plus testés en recherche ainsi que la perte d'adhésion après une année (colonne du milieu et en % entre parenthèses). (De Munck, 2012)

Par ailleurs, le choix d'un système adhésif ne se base pas uniquement sur la valeur d'adhérence brute, la sensibilité du produit à la manipulation calculée par son coefficient de variation est un paramètre tout aussi important. À ce titre, les systèmes avec mordançages séparés en trois ou deux étapes (M&R3 ou M&R2) présentent les meilleures caractéristiques, à l'inverse du discours commercial qui voudrait que la diminution du nombre d'étapes du protocole de collage diminue le risque d'écueil de manipulation (22).

En résumé :

- Aujourd'hui, le choix d'un système adhésif avec mordantage et rinçage en trois étapes (M&R III) semble présenter de meilleures garanties tant en terme d'adhésion que de reproductibilité.
- La littérature désigne l'Optibond- FL (Kerr) comme le gold standard.

1.5. Le cahier des charges idéal pour le collage des restaurations adhésives en céramiques (3,4)

Les paramètres à prendre en compte dans le choix de son matériau d'assemblage sont les suivants :

1.5.1. Biocompatibilité

Il semble que la biocompatibilité d'un matériau soit avant tout liée à sa capacité à arrêter la prolifération bactérienne, ce qui explique l'introduction dans les formules actuelles d'agent antibactériens à l'action rémanente. (23,24)

1.5.2. Résistance

Le joint de collage subit trois types d'agressions (mécanique, physique et chimique), le matériau doit donc posséder des performances mécaniques lui permettant de résister aux sollicitations qu'il subit.

1.5.3. Adhésion

La rétention et l'étanchéité sont dépendantes de la qualité de l'adhésion aux surfaces dentaires. Tous les composites de collage ne sont pas équivalents dans ce domaine. Sur ce point, les colles autoadhésives (Maxcem Elite™(Kerr), RelyX Unicem™ (3M ESPE)) ont globalement des valeurs d'adhérence à l'émail et à la

dentine inférieures au Panavia F 2.0™ (Kuraray) et aux colles nécessitant l'emploi d'un système adhésif (Variolink II™(Ivoclar Vivadent)) (25).

1.5.4. La viscosité du matériau et l'élimination aisée des excès

Kramer et al. ont conduit une étude clinique sur l'utilisation de produits de viscosités différentes. Leurs conclusions s'expriment en faveur de l'utilisation des viscosités les plus importantes afin d'assurer un plus grand confort d'utilisation, en particulier concernant la gestion des débords de matériaux. Pour ces matériaux très chargés (plus de 75% de charges en masse), notons cependant qu'une technique d'insertion ultrasonore (USIT : Ultrasonique insertion technique) est obligatoire pour satisfaire aux spécifications de la norme ISO 4049 en matière de finesse de joint (< 50 µm). (26)

1.5.5. Qualités optiques et choix de teintes

La translucidité, la valeur chromatique et l'indice de réfraction du matériau de collage sont les trois propriétés optiques qui influencent le rendu esthétique final. Certains produits proposent différentes teintes en fonction de la restauration utilisée et du support dentaire. La teinte du joint de colle doit être stable dans le temps, ce qui n'est pas toujours le cas avec les colles dites « duales » pouvant contenir certains amorceurs de polymérisation qui, se dégradent dans le temps en brunissant, entraînant ainsi un préjudice esthétique.

II. Moyens d'assemblage des restaurations adhésives en céramique : les composites de collage.

Afin de déterminer le matériau composite qui correspond au mieux au cahier des charges défini précédemment, nous allons dans un premier temps nous pencher sur la nature, la composition et les propriétés des résines composites.

2.1. Rappels sur les résines composites (27) (28,29)

2.1.1. Définitions

Une résine composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition. Pour que cette définition soit valide, la cohésion de l'ensemble doit être assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. La plupart du temps, ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort.

En odontologie, une résine composite est un matériau constitué d'une matrice organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un silane.

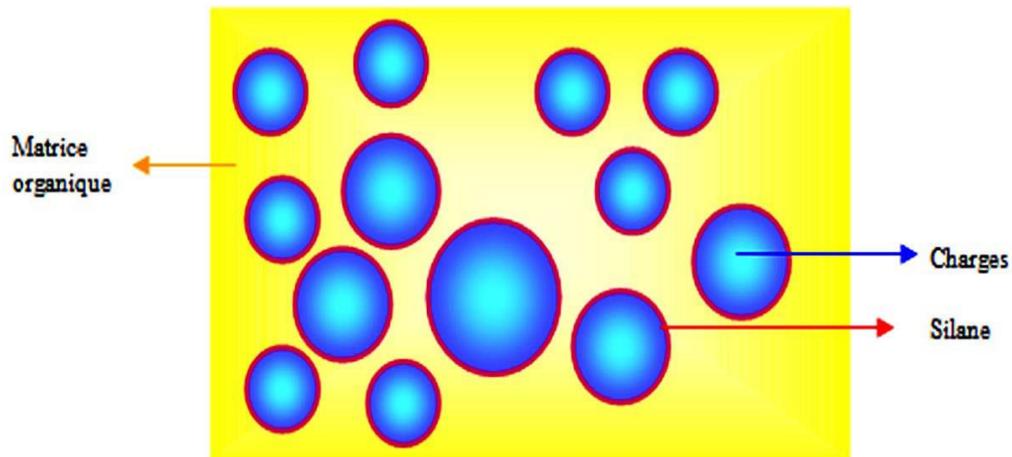


Figure 10 : Représentation schématique d'une résine composite (Raskin, 2005)

2.1.2. Composition

Une résine composite est composée de trois éléments :

- une phase organique
- une phase inorganique
- un agent de couplage.

2.1.2.1. La phase organique

Elle constitue en moyenne 25 à 50% du volume du composite et comprend : la matrice résineuse, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et divers additifs. Elle joue un rôle de liant entre les charges et elle donne une viscosité plus ou moins élevée au composite. Cependant, seule, elle présente une faible résistance mécanique, un coefficient de dilatation thermique et un retrait de polymérisation élevés, une capacité d'absorption hydrique ainsi qu'une solubilité importante.

2.1.2.1.1 La résine matricielle

Il s'agit du composant chimiquement actif du composite. Ce sont tous des « R-diméthacrylates », rendant ainsi toutes les résines composites compatibles entre elles et avec les adhésifs.

Les résines matricielles sont composées de différents monomères qui vont engendrer une macro-molécule rigide et complexe par une réaction d'addition. Les monomères couramment employés sont le Bis-GMA, et des monomères de polyuréthanes. Une phase de pré-polymérisation pour former des oligomères précède la polymérisation afin d'augmenter les propriétés mécaniques et de diminuer le retrait de polymérisation. Le principal avantage du Bis-GMA est sa faible rétraction de prise qui est de l'ordre de 3 à 5%. Son principal inconvénient est sa haute viscosité due à son poids moléculaire relativement élevé (512).

Des dérivés du Bis-GMA (Ex : Bis-EMA, Bis-MA, Bis-PMA) ont été mis au point par certains fabricants pour réduire l'absorption d'eau et la sensibilité à l'humidité.

La plupart des matrices uréthane employées sont des diméthacrylates d'uréthane (UDMA). Le principal avantage ici est une plus faible viscosité permettant l'incorporation d'un plus grand nombre de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux inconvénients sont une rétraction de prise plus élevée que le Bis-GMA ainsi qu'une relative fragilité. Certains produits commerciaux contiennent l'UDMA comme seul monomère tandis que d'autres le combinent au bis-GMA.

2.1.2.1.2. Les diluants (ou contrôleurs de viscosité)

Les monomères de Bis-GMA et, dans une moindre mesure, d'UDMA sont des liquides très visqueux du fait de leur poids moléculaire très élevé. L'addition de charges à ces monomères donne naissance à un matériau de viscosité trop élevée pour autoriser son utilisation clinique. Pour contrebalancer ce problème, des monomères de faible viscosité sont ajoutés, le TEGDMA étant la molécule la plus communément utilisée.

2.1.2.1.3. Les agents de polymérisation

Le phénomène complexe permettant aux différents monomères (oligomères) de s'assembler afin de former des molécules de haut poids moléculaires s'appelle la polymérisation.

Le phénomène de polymérisation se fait en 3 étapes :

- 1/ Un activateur décompose une molécule (amorceur) afin de fournir des radicaux libres (R^*)
- 2/ Les radicaux libres initient l'ouverture de la liaison vinylique afin d'activer le monomère
- 3/ L'élongation du polymère.

Remarque :

Dans les faits, la dégradation de l'amorceur en radicaux libres se fait lentement et spontanément à température ambiante, ce qui explique les dates de péremption et le conseil de stockage des produits au réfrigérateur pour améliorer leur durée d'utilisation.

Un des points de différenciation entre les résines de collage utilisées aujourd'hui et les composites de restauration est leur mode de polymérisation.

- Les composites utilisés en tant que matériau d'assemblage sont en général à polymérisation duale ou chémo.
- Les composites de restauration ont un mode de polymérisation uniquement photo.

	Agents de chémopolymérisation	Agents de photopolymérisation
Activateurs	Amines tertiaires	Photons à 450 nm (bleu)
Amorceurs	Peroxyde de benzoyle	Camphroquinone

Figure 11 : Tableau explicatif des agents de chémo- et photopolymérisation

2.1.2.1.4. Les inhibiteurs de prise

Ils sont nécessaires dans la mesure où avec le temps et sous l'action de la chaleur, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément. Les inhibiteurs les plus fréquemment utilisés sont le butyl-hydroxytoluène (BHT) et l'hydroquinone monométhyle d'éther (MEHQ). Ces molécules réagissent avec les radicaux libres, inopinément apparus pendant leur stockage, entravant ainsi leur capacité à déclencher la réaction de polymérisation.

Remarque :

Ces molécules inhibitrices de polymérisation sont des phénols, c'est pour cette raison que l'utilisation des ciments à base d'eugénol est contre-indiqués avant tout collage. L'oxygène est lui aussi un inhibiteur. La réaction entre les radicaux libres et l'oxygène de l'air entraîne l'absence de polymérisation d'une fine couche d'oligomères, permettant la stratification des composites puisqu'une liaison chimique se crée entre chaque incrément, via la couche initialement inhibée par l'oxygène.

2.1.2.2. La phase inorganique : les charges

- Les charges sont liées à la matrice par l'intermédiaire du silane ce qui permet :
- d'augmenter les propriétés mécaniques des composites (résistance à la traction, flexion, etc.)
 - d'améliorer les propriétés physico-chimiques (diminution du retrait de polymérisation et du coefficient de dilatation thermique)
 - de donner au composite sa radio-opacité.

2.1.2.2.1. Nature des charges

Les charges minérales

Ce sont celles que l'on rencontre le plus fréquemment. Le quartz a d'abord été la charge la plus souvent utilisée car très stable chimiquement, cependant il n'est pas radio-opaque, possède un coefficient d'expansion thermique élevé et 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. On retrouve aujourd'hui majoritairement des charges sous forme de silices (SiO_2) (sous formes cristallines et/ou non cristallines) et de verres de métaux lourds.

Les charges organiques

Les fabricants, en souhaitant augmenter le pourcentage de charges incluses dans la matrice ont diminué la taille des particules. Ce faisant, pour un même volume de charges, la diminution de leur diamètre augmente la surface développée en contact avec la matrice, engendrant ainsi une augmentation de la viscosité, problématique pour l'utilisation clinique du matériau. Pour compenser cet inconvénient, ces microcharges sont enrobées de résine matricielle que l'on va polymériser. Cette technologie est employée dans les composites microchargés et micro-chargeés renforcés, on la retrouve également dans certains composites hybrides.

2.1.2.2.2. Taille des charges

La taille des charges peut varier de quelques nanomètres à 100 μm . On distingue :

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

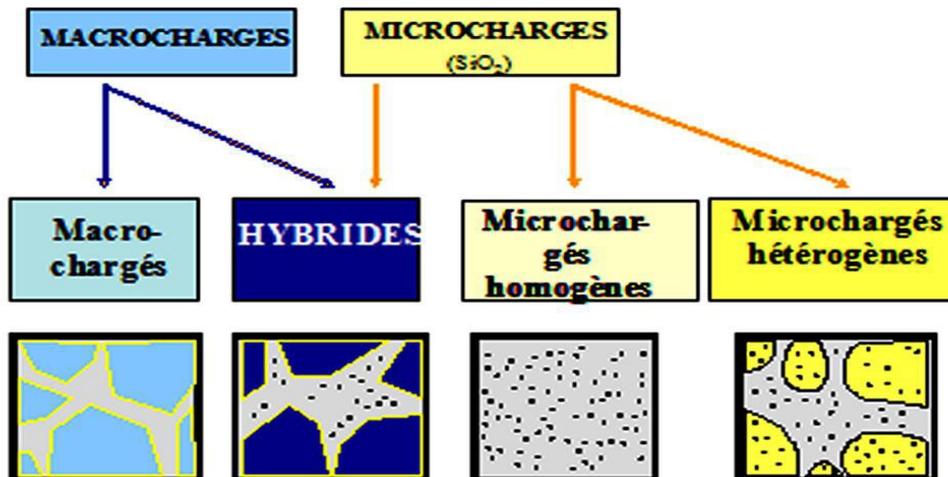


Figure 12 : Classification des résines composites en fonction de la taille des charges
(Raskin, 2005)

Au vu de l'importance et de la diversité de la famille des composites « hybrides », on la subdivise de la façon suivante :

- les composites hybrides dont les charges ont une taille de 0,5 à 30 μm
- les composites micro-hybrides dont les charges ont une taille de 0,1 à 10 μm (taille moyenne inférieure à 1 μm)
- les composites micro-hybrides nanochargés dont les charges ont une taille de 2 à 70 nm (taille moyenne inférieure à 0,4 μm).

Les micro-hybrides nanochargés ont la structure des micro-hybrides à laquelle on a ajouté des nanoparticules. Cette association permet d'obtenir les qualités mécaniques et physiques des composites hybrides ainsi que le potentiel esthétique et l'aptitude au polissage des composites microchargés. Actuellement, la majorité des hybrides sont des micro-hybrides.

2.1.2.2.3. Propriétés des charges

L'augmentation du pourcentage des charges a pour effets d'améliorer les propriétés mécaniques (surtout si le taux de charges est > 60% en volume), de réduire à la fois la rétraction de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique, le coefficient d'absorption ainsi que la solubilité hydrique. L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effets d'améliorer l'état de surface ce qui optimise l'esthétique et augmente la résistance à l'usure du matériau. C'est ce qu'on a réussi à obtenir avec les composites hybrides micro-chargés.

En résumé :

- **Les résines composites sont composées de 3 éléments : une phase organique, une phase inorganique et un agent de couplage.**
- **La phase organique comprend le monomère réactif du composite (Bis-GMA le plus souvent).**
- **La phase inorganique correspond aux charges du composite qui assurent l'essentiel des propriétés mécaniques et physico-chimique du composite.**

2.1.3. Propriétés des composites

2.1.3.1. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques rendent compte du comportement d'un matériau lorsque celui-ci est soumis à des contraintes extérieures. Les propriétés mécaniques des résines composites sont largement affectées par le pourcentage de charges présentes dans la matrice résineuse. Cette augmentation du taux de charges est rendue possible par la diminution de leur taille.

Résistance à la flexion

La résistance à la flexion est évaluée selon la norme ISO-4049 et revêt une importance clinique. Ce test permet de simuler certaines contraintes occlusales exercées sur les restaurations dans la cavité buccale. D'une manière générale, les composites hybrides (moyenne viscosité ou compactable) ont une résistance à la flexion supérieure aux autres composites.

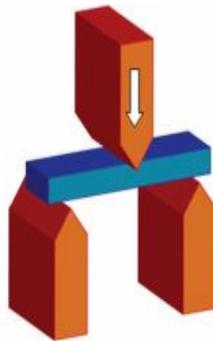


Figure 13 : Test de flexion 3 points (B.Jacquot, 2009)

Résistance à la traction

Étant donné le comportement fragile des résines composites, c'est un test de traction indirecte qui est réalisé, encore appelé test de compression diamétrale. Ce test renseigne sur la résistance du matériau aux forces latérales. Les composites

hybrides présentent ici de meilleures valeurs que les autres composites (microchargés, fluides) ou amalgames.

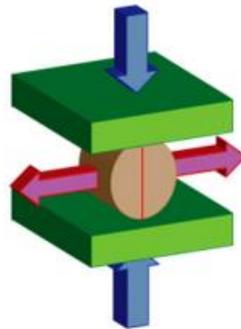


Figure 14 : Test de traction diamétrale (B. Jacquot, 2009)

Le module de Young

Le module d'élasticité donne des informations sur le comportement du matériau lorsqu'il est soumis à des contraintes et caractérise la rigidité du matériau. L'émail a un module de Young de l'ordre de 80 GPa et la dentine d'environ 18 GPa. À l'exception d'un composite hybride à viscosité moyenne qui a un module d'élasticité avoisinant celui de la dentine, aucun composite n'atteint le module d'élasticité de l'émail ou de la dentine. Cette caractéristique joue un rôle majeur dans la prévention des micro-infiltrations marginales. Plus le module d'élasticité est élevé et moins le matériau se déforme sous la contrainte.

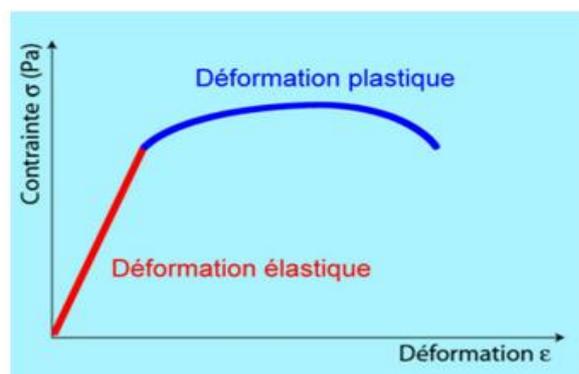


Figure 15 : Courbe « contrainte-déformation », la pente du domaine élastique nous renseigne sur le module de Young (B.Jacquot, 2009)

La dureté

La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous une charge. Elle est utilisée pour évaluer le degré de conversion et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion. Peu importe les composites, les valeurs sont bien inférieures à celles de l'émail et de la dentine.

Vieillessement et usure

L'usure constitue le point faible de ces matériaux. Concernant le joint de collage, l'usure peut être provoquée par : le brossage, le pouvoir abrasif de certains aliments (usure abrasive) mais également une usure corrosive (hydrolyse due à l'eau et à la température). La matrice s'use plus vite que les charges, les composites possédant des charges en plus grand nombre s'usent donc moins vite.

2.1.3.2. Propriétés physico-chimiques

Retrait de polymérisation

À l'état plastique, les monomères de la famille des méthacrylates sont liés entre eux par des doubles liaisons $C=C$. Au cours de la polymérisation, les fonctions méthacrylates vont s'ouvrir pour permettre la mise en place de liaisons covalentes (carbone-carbone) permettant ainsi la création du polymère. Ces dernières liaisons sont plus courtes que les liaisons préexistantes entre les monomères, de ce phénomène résulte donc une rétraction de prise. Le retrait de polymérisation a pour conséquence des contraintes mécaniques au sein du matériau, au niveau des tissus minéralisés et à l'interface entre les deux.

Le taux et le type de charges jouent un rôle important car c'est la résine matricielle, du fait de la conversion des monomères, qui est responsable de la transition de l'état de gel à solide. Les charges ne se contractent pas, à volume équivalent, un composite possédant plus de charges se contractera moins.

La taille des charges est également importante car une petite particule présente un ratio surface/volume plus élevé qu'une grande particule. Avec de petites charges, la distance et la masse de résine inter-particules se trouvent réduites. (30)

Les composites fluides se rétractent plus que les composites visqueux en raison, entre autres, de leur plus faible pourcentage de charges.

Conductivité thermique

Il s'agit de l'aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie. Contrairement à l'amalgame ($23,03 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), les résines composites ont une faible conductivité thermique ($1,09 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$).

Coefficient de dilatation thermique

Dès lors qu'un matériau d'obturation a un coefficient d'expansion thermique supérieur à celui des tissus dentaires, la multiplication des stimulations thermiques est susceptible d'engendrer des dommages au niveau du joint périphérique.

Coefficient de dilatation thermique :

- Email : $17.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- Dentine : $11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- Composites microchargés : 50 à $70.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- Composites hybrides : 30 à $40.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

La matrice résineuse possède un coefficient de dilatation thermique plus élevé que les charges, ce qui explique que les composites avec un taux de charges plus élevé possèdent un coefficient de dilatation thermique plus faible et donc plus en corrélation avec celui des tissus dentaires minéralisés.

Absorption hydrique et solubilité

À volume équivalent, moins un matériau est chargé, plus grand est son volume matriciel et plus il peut absorber d'eau. Les charges en elles-mêmes ne présentant pas cette capacité.

Propriétés radiographiques

La radio-opacité des résines composites est due à l'adjonction d'éléments à numéro atomique élevé, tels que le baryum, le strontium, le zirconium, etc., incorporés aux charges.

En résumé :

- Les composites possédant les meilleures propriétés physico-chimiques, mécaniques et optiques sont les composites micro-hybrides.

2.2. Classification des composites

En fonction de la composition, il est possible de différencier les composites dits de « collage » et les composites dits de « restauration ».

Avant d'aborder l'utilisation des composites de restauration comme moyen d'assemblage, faisons un bref rappel des « colles » présentes sur le marché.

2.2.1. Les différents composites de « collage » présents sur le marché (12,31)

Les colles ou « composites de « collage » sont des résines généralement chargées, qui durcissent par polymérisation (contrairement aux ciments classiques qui ont une réaction de prise acide-base). La polymérisation leur confère une grande cohésion (ténacité) qui leur permet de résister à de fortes contraintes. Selon leur nature chimique et selon le fait qu'elles soient chargées ou non, elles auront un comportement spécifique. Ces colles peuvent présenter trois types de polymérisation :

- Une photopolymérisation pure
- Une polymérisation chimique qui implique le mélange de deux composants pour être amorcée

- Une polymérisation duale (polymérisation chimique et lumineuse).

Ces colles peuvent également être classées en fonction de leurs propriétés adhésives :

- Les colles possédant un potentiel adhésif propre
- Les colles ne possédant pas de potentiel adhésif et nécessitant l'emploi d'un système adhésif
- Les colles « auto-adhésives ».

Devant la diversité de l'offre commerciale, une approche raisonnée et scientifiquement fondée doit nous guider dans le choix de notre système de collage. Les préparations pour restaurations adhésives en céramiques (RAC) conduisent très souvent (surtout en postérieur) à une préparation dentinaire. Dans ce cas, la technique de référence pour la protection des plages de dentine exposée est la technique du scellement dentinaire immédiat (ou hybridation dentinaire) décrite par *P. Magne*. (32,33)

Scellement dentinaire immédiat (SDI)

L'adhésif dentinaire présente un potentiel d'adhésion nettement supérieur lorsqu'il est utilisé sur la dentine fraîchement préparée. Son application est donc recommandée immédiatement après la fin des préparations et avant l'empreinte.

L'Optibond-FL avec son taux charge d'environ 48% présente un avantage certain pour la technique du SDI par sa capacité à générer une couche consistante de résine, alors qu'une résine non chargée présente une épaisseur insuffisante dans les zones convexes de la préparation dentaire. (34)

Cette couche d'adhésif est généralement « renforcée » par une épaisseur variable de composite : du flow, si l'épaisseur est inférieure à 1 mm, ou du composite de viscosité moyenne dans les autres cas, ceci permettant de combler certaines petites contre-dépouilles.

Cette technique de scellement dentinaire immédiat (SDI) présente de nombreux avantages (35) :

- une protection du complexe dentino-pulpaire de toute contamination bactérienne et

de tout produit de temporisation.

- une augmentation, en valeur absolue, des valeurs d'adhésion, du fait de la dissociation de l'étape d'assemblage (pression d'insertion de la pièce). Cette technique permet d'éviter l'effondrement du réseau collagénique dentinaire.
- une maturation de la couche hybride permettant une dissipation du stress de polymérisation dans un facteur de configuration idéale (seul le versant dentinaire est collé, le versant prothétique restant libre).
- une absence de sensibilités post-opératoire durant la phase de temporisation.
- une anesthésie souvent rendue inutile au moment de l'assemblage.

En conclusion, lors de l'assemblage des RAC, l'adhésion se fait entre la pièce prothétique d'une part et la dent (via les marges amélaire et la base en composite formé lors du SDI) d'autre part. Pour coller nous avons à notre disposition trois familles de colles. Les colles avec pouvoir adhésif comme le Panavia F 2.0, les colles autoadhésives comme le RelyX Unicem de 3M ESPE et enfin les couples colles + adhésif.

En pratique :

- *le Panavia F 2.0TM (Kuraray)* : possède un monomère réactif lui conférant un pouvoir adhésif directement sur la dentine. Il est donc incompatible avec le scellement dentinaire immédiat. De plus, les groupements fonctionnels de MDP (phosphate de 10- Méthacryloyloxydécyle dihydrogène) sont particulièrement efficace dans le cadre du collage de l'alumine et de la zircone.

- *le RelyX UnicemTM (3M ESPE)* est une colle auto-adhésive dont le principe d'adhésion aux tissus minéralisés se rapproche de celui des SAM. La profondeur de pénétration de cette résine dans la dentine polluée par la boue dentinaire se fait sur une très faible épaisseur, il est donc aussi incompatible avec le scellement dentinaire immédiat où son action sur la base en composite est nulle. L'adhésion dentinaire est faible, ce qui contre indique son utilisation pour les restaurations dont les préparations sont peu rétentes.

Enfin, la chimie de ces matériaux est favorable à l'hydrolyse. (36,37)

- le *Variolink II*TM (Ivoclar Vivadent) nécessite l'emploi d'un système adhésif. Le mélange de deux pâtes différentes peut-être à l'origine de l'incorporation de bulles et donc de porosités au cœur du matériau. Sa très faible viscosité rend l'élimination des excès difficile. Cependant, les études montrent que c'est le matériau d'assemblage qui possède les meilleures valeurs d'adhésion à l'émail et à la dentine.

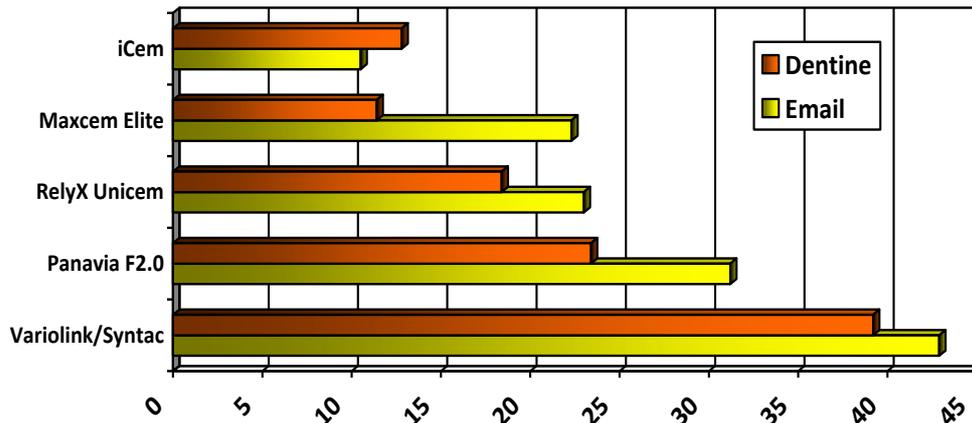


Figure 16 : Tableau indiquant les valeurs d'adhérence en Mpa sur l'émail et la dentine de différentes colles (Guastalla, 2009)

En résumé :

- Il existe un large choix en terme de composites de collage avec différents modes de polymérisation (duales, auto...), différents modes d'adhésion et différents protocoles cliniques.
- Les colles avec un protocole comprenant un système adhésif et un composite de collage (ex : Variolink IITM) présentent les meilleurs performances en terme de valeurs d'adhérence, et de fiabilité dans le temps.
- La faible viscosité de ces colles permet une insertion aisée de la pièce prothétique mais entraine une difficulté dans l'élimination des excès.

- **La présence d'activateurs de type amines tertiaires dans la formule des composites duals est responsable, à terme, d'une instabilité chromatique du joint de collage ce qui contre-indique leur utilisation pour le collage de RAC sur dents antérieures.**

2.2.2. Le composite de restauration

En comparaison aux colles duales qui bénéficient d'une composante de polymérisation « auto », les composites de restaurations sont strictement photopolymérisables.

2.2.2.1. Rappels sur la photopolymérisation et sur la notion de degré de conversion (38)

La photopolymérisation des résines composites est une polymérisation par addition de type radicalaire. Cette réaction se décompose en trois phases :

- Phase d'initiation (lente) : il s'agit de l'activation des monomères par les radicaux libres (issus de la dégradation de la camphroquinone par la lumière bleue), ouverture des doubles liaisons C=C.
- Phase de propagation (rapide) : il s'agit de l'étape de croissance du polymère. C'est au cours de cette étape que la chaîne macromoléculaire se forme par addition successive d'unités monomériques sur la chaîne de polymère naissante. La consistance du matériau évolue on a :
 - ➔ la gélification : passage d'un état de liquide visqueux à celui d'un gel élastique. Cette consistance limite beaucoup la mobilité des radicaux libres résiduels, localisés sur les gros polymères en croissance. Cependant, les monomères peuvent toujours diffuser aisément, étant plus

petits, et créer de nouveaux sites d'initiation. La concentration de radicaux libres augmente, et malgré la diminution de monomères non-consommés, le taux de polymérisation augmente lui aussi rapidement (autoaccélération).

→ la vitrification : passage d'un état caoutchouteux à celui de verre. La viscosité devient si importante que la diffusion des monomères est limitée. Le taux de polymérisation diminue (autodécélération). La vitrification empêche toute réaction supplémentaire, et explique pourquoi le degré de conversion ne peut atteindre 100%, même dans des conditions optimales de polymérisation. La majeure partie de la polymérisation se fait donc pendant le temps d'irradiation.

- Phase de terminaison : il s'agit de l'arrêt de la réaction de polymérisation. La réaction s'arrête lorsqu'il n'y a plus de radicaux libres disponibles ou lorsque les monomères ne peuvent plus diffuser à la fin de la phase de propagation (vitrification). A la fin de la réaction, il subsiste des radicaux libres piégés, des doubles liaisons, des monomères et des photoinitiateurs n'ayant pas réagi. Ces composants résiduels peuvent influencer les propriétés des composites.

Degré de conversion (DC)

Le degré de conversion est le pourcentage de doubles liaisons [C=C] qui se convertissent en [C-C] lors de la réaction de polymérisation. Il est exprimé en pourcentage, il varie de 35 à 77%. Donc même dans le meilleur des cas, un composite n'est jamais polymérisé à 100%. Il est évalué par la spectroscopie infrarouge qui mesure le nombre de doubles liaisons résiduelles.

Le degré de conversion influence les propriétés physico-chimiques du composite. Il dépend du mode de polymérisation. Les composites photopolymérisables ont un taux de conversion supérieur aux composites chimopolymérisables. (29)

Le DC dépend de la nature de la matrice et des charges, de la taille de celles-ci, de la teinte du composite mais également de la source lumineuse (puissance et temps d'irradiation). Le DC du composite de collage fait partie des paramètres qui influence le succès clinique des RAC. (38)

En résumé :

- **La photopolymérisation est un mécanisme qui vise à convertir les doubles liaisons C=C en simples liaisons C-C.**
- **Le degré de conversion influence les propriétés des résines composites.**
- **Le DC du matériau d'assemblage est un paramètre qui influence la pérennité des RAC.**
- **Les composites de restauration photopolymérisable possèdent un meilleur degré de conversion que les composites de collage à polymérisation duale.**

2.2.2.2. Utilisation en tant que moyen d'assemblage

Dans les parties précédentes, nous avons vu que les meilleurs composites, d'un point de vue mécanique, physico-chimique et optique, sont les composites de restauration micro-hybride 100% photopolymérisable. Récemment, l'utilisation de composites de restauration en tant que matériau d'assemblage a été proposée comme alternative aux colles duales. (39)

Cependant leur utilisation comme moyen d'assemblage rencontre deux problèmes majeurs :

- leur viscosité trop importante qui est un obstacle à l'insertion correcte des pièces prothétiques.
- leur composante 100% photopolymérisable.

En effet, la présence d'une restauration en céramique entre la source d'irradiation et le composite affecte la transmission de la lumière de polymérisation, ce qui réduit la densité d'énergie disponible pour la polymérisation photoinitiée (40). C'est principalement pour cette raison que les composites duaux qui possèdent un mécanisme d'auto-polymérisation interne destiné à compenser le manque de lumière

et à compléter le processus de polymérisation, sont utilisés. Cependant, malgré cet avantage théorique, il a été prouvé qu'une bonne exposition à la lumière de ces composites duals est obligatoire pour atteindre des propriétés physiques optimales. (41)

Afin de contourner les écueils liés à l'utilisation du composite de restauration comme moyen d'assemblage, certains auteurs ont préconisé de le réchauffer. (39,42,43)

2.2.2.2.1. Influences et conséquences de l'augmentation de la température.

Conséquences sur la viscosité et sur le degré de conversion

La viscosité est la propriété qui détermine le degré de mobilité moléculaire d'une résine composite. La conversion incomplète des composites de restaurations résulte principalement d'une viscosité accrue du système, imposée par un haut niveau de réticulation du réseau, entraînant une limitation de la mobilité des espèces réactives. Le danger étant de se retrouver avec un composite ayant des propriétés faibles et des monomères n'ayant pas réagi, pouvant migrer vers la salive et provoquer des réactions allergiques ou stimuler la croissance bactérienne autour des restaurations (44).

Plusieurs études (45–47) ont montré que l'augmentation de la température des composites de restauration avait pour conséquences :

- une énergie thermique élevée qui provoque une amélioration de la mobilité des monomères, ce qui conduit à un environnement moins visqueux
- une augmentation de la fréquence de collision entre les radicaux libres et les monomères, permettant ainsi à l'étape de propagation de se poursuivre pendant un temps plus long avant le début de la décélération.
- des valeurs de conversion plus élevées par rapport à un composite polymérisé à température ambiante

- un temps de polymérisation plus faible pour atteindre un niveau donné de conversion
- un matériau plus facile à manipuler et homogène
- une meilleure adaptation marginale
- un meilleur écoulement, permettant ainsi au clinicien une mise en place facilitée des restaurations. À noter que la viscosité n'atteint cependant pas celle des composites fluides.

Conséquences sur les propriétés du composite.

Le degré de conversion affecte plusieurs paramètres comme : les propriétés mécaniques, la solubilité, la stabilité dimensionnelle, la stabilité optique ainsi que la biocompatibilité des résines composites. L'augmentation de la température a donc inévitablement des conséquences sur les propriétés des résines composites (47–50).

Les propriétés mécaniques

On observe une amélioration des propriétés mécaniques. L'évaluation de la microdureté a souvent été utilisée pour évaluer les propriétés mécaniques des composites de restaurations. Une étude récente (50), nous montre une augmentation significative de la microdureté en surface et à 2 mm de profondeur pour les composites préchauffés par rapport aux composites polymérisés à température ambiante.

Remarque :

Des valeurs supérieures de microdureté sont observées 24 heures après la photopolymérisation. Cela est dû à un phénomène de durcissement post-irradiation. Ce durcissement post-irradiation a lieu car certains radicaux libres sont piégés dans le réseau qui est plus rigide lors de la phase de polymérisation. Les monomères résiduels, non polymérisés, trouvent des radicaux libres et sont impliqués dans une réaction ultérieure. Cette réaction « post-irradiation » permet une augmentation légère mais significative du degré de conversion à l'origine de l'augmentation de la microdureté. La résistance à la flexion et la résistance à la traction sont également

nettement améliorées. (49)

Les propriétés physico-chimiques :

Le retrait de polymérisation augmente en théorie proportionnellement avec le degré de conversion. Cependant, la baisse de viscosité permet par un « effet de relaxation de chaîne » de compenser les effets du taux de conversion (51). L'autre explication est le ratio important de charges inorganiques (>65%) dans les composites de restauration, ne subissant pas de contraction. (49)

L'évaluation des autres propriétés physico-chimiques nous rapporte une augmentation de la résistance à la solubilité et une baisse du coefficient de dilatation thermique.

Autres propriétés :

Aucune altération des propriétés optiques n'a été observée. (52)

Pour les propriétés relatives à son utilisation en tant que matériau d'assemblage : une meilleure étanchéité avec une baisse du risque d'infiltration (53), et une diminution significative de l'épaisseur du film sont à noter (45).

Conséquences sur la vitalité pulpaire.

Il est admis que la vitalité pulpaire peut-être compromise pour une élévation de la température intrapulpaire supérieure à 5°C (54). La quantité de chaleur transmise à la pulpe lors de la mise en place du composite et lors de la photopolymérisation dépend à la fois de l'épaisseur de tissu résiduelle, de la conduction du matériau et des tissus mais aussi de facteurs comme la géométrie de la préparation dentaire. En tenant compte de l'ensemble de ces paramètres, il a été rapporté une augmentation de la température intrapulpaire inférieure à 1°C lors de l'insertion de composites préchauffés à 60°C par rapport à des composites insérés dans les mêmes conditions à température ambiante (55). Dans ces conditions, l'utilisation de composites préchauffés à 60°C ne provoque aucun dommage pulpaire.

2.2.2.2. A quelle température ?

Il existe actuellement des dispositifs permettant de préchauffer le composite avant sa mise en place. *Daronch et al.* ont évalué l'efficacité du système Calset™ (AdDent Inc.) qui préchauffe les résines composites à 54° ou 60° (47). Les conclusions de cette étude sont les suivantes :

- de faibles valeurs de conversion ont été observés sur les températures faibles. D'un point de vue pratique, il faut bien prendre soin de retirer son composite du réfrigérateur et de le mettre à température ambiante avant son utilisation si on n'utilise pas de réchauffeur.
- des niveaux de conversion significativement plus élevés à 54°et 60°C en comparaison aux valeurs observées à température ambiante.

D'autres études ultérieures (50,51,56) ont permis d'obtenir un consensus pour des températures se situant entre 54°C et 60°C. En effet, au delà de ces températures, on n'observe pas de bénéfice notable et en dessous pas de bénéfice significatif.

À noter qu'en pratique, on observe :

- Une différence de température entre le dispositif et le composite. Ceci est du au pouvoir isolant des charges, de la matrice, et de la compule. A titre indicatif, Rickmann et al. (56) ont relevé pour le Calset : 48,3°C (préréglage à 54°C) et 54,7°C (préréglage à 60°C)
- Une grosse perte de température à la sortie du dispositif. (Annexe 5)

Dans les deux minutes qui suivent le préchauffage du composite, la moitié de la température est déjà perdue. C'est pour cela qu'il doit être utilisé immédiatement après la sortie du dispositif afin de bénéficier des avantages liés à la procédure de préchauffage (plus faible viscosité, meilleur degré de conversion, etc.). (57)

Remarque :

Des températures trop faibles (3°C) ont pour conséquences des valeurs de

conversion de l'ordre de 35%. Des températures trop élevées ont aussi des conséquences. À 90°C, la résine composite subit une dégradation de ses photo-initiateurs et à partir de 140°C, elle peut subir une polymérisation thermique spontanée. Par ailleurs, il peut y avoir des limites pratiques à l'entreposage prolongé de résine composite à des températures élevées. Un chauffage prolongé peut provoquer une évaporation des molécules à bas poids moléculaire du système photo-amorceur compromettant ainsi la polymérisation ultérieure. Après 8 heures à 54°C, on observe une baisse significative du degré de conversion, le mieux étant de limiter le stockage dans le dispositif de réchauffage à 4 heures au maximum. (46)

En résumé :

- **Augmenter la température du composite de restauration permet de diminuer sa viscosité, ce qui facilite la mise en place des RAC.**
- **L'augmentation de la température augmente le degré de conversion des résines composites, ce qui provoque, une amélioration des propriétés mécaniques et physico-chimiques.**
- **Des dispositifs commerciaux proposent de préchauffer les carpules de composite entre 54° et 60°C. À ces températures, on observe une augmentation significative du DC, une viscosité adaptée pour l'insertion des pièces, et aucune conséquence pour la vitalité pulpaire.**
- **Le composite doit être utilisé immédiatement après sa sortie du dispositif de chauffage.**

2.2.2.2.3. Influence de l'épaisseur des pièces sur la photopolymérisation

Le deuxième problème lié à l'utilisation du composite de restauration comme moyen d'assemblage réside dans la difficulté à polymériser un composite sous une pièce en céramique de plusieurs millimètres d'épaisseurs. En effet, le degré de conversion diminue à mesure que la distance entre la source lumineuse et le

composite augmente, en raison de l'atténuation de l'énergie du rayonnement qui passe au travers de la pièce. A 2 millimètres de profondeur, on a une atténuation de l'irradiance d'environ 75% par rapport à la surface. D'autres critères comme l'opacité de la restauration peuvent également être un frein à la transmission correcte de la lumière (38,58,59). Les composites duals, malgré leur composante auto-polymérisable, subissent également une baisse significative de leur degré de conversion avec l'augmentation de l'épaisseur des pièces, ce qui prouve l'importance non négligeable de la photopolymérisation pour ces composites (60).

Afin de réduire l'influence de l'épaisseur des pièces sur la photopolymérisation des composites de restauration, trois conditions sont nécessaires (35,60,61) :

- 1- Préchauffer le composite permet d'obtenir des valeurs de conversion en profondeur significativement plus élevées qu'avec un composite photopolymérisable non préchauffé.
- 2- Une photopolymérisation efficace avec une, voire deux, lampes puissantes, (LED avec une énergie de photopolymérisation supérieure à 800 mW/cm²) et un temps de photopolymérisation suffisamment long (60 à 90 secondes par face).
- 3- Réduire l'épaisseur des pièces. Cela passe par le respect des impératifs biomécaniques lors des préparations des dents supports et par les impératifs liés aux matériaux. En effet, une pièce prothétique avec une épaisseur faible (< 2 mm) est synonyme de fragilité lorsque les restaurations sont collées sur la dentine (la majorité des cas du quotidien), cependant une épaisseur supérieure à 3 mm n'apporte pas d'amélioration significative de la résistance des pièces prothétiques (62). De plus, 2 à 3 mm d'épaisseur sont le plus souvent compatibles avec le maintien de la vitalité pulpaire et permettent en outre une polymérisation efficace. Il faut faire attention à ne pas augmenter l'épaisseur des onlays, ce qui est par exemple le cas des dents dépulpées, avec les restaurations de types « endocouronnes ». En effet une pièce présentant des épaisseurs différentielles est intrinsèquement plus fragile qu'une pièce d'épaisseur constante en raison de la libération secondaire de

contraintes internes (liées au refroidissement post-frittage pour la céramique et à la polymérisation pour le composite) à l'origine de microfissures (63). La réalisation systématique du scellement dentinaire immédiat et de bases en composite, est un moyen simple pour moduler et harmoniser l'épaisseur des pièces (64).

En conclusion, pour utiliser les composites de restauration en tant que matériau d'assemblage il faut s'affranchir de deux problèmes :

- La viscosité trop importante qui est un obstacle à l'insertion correcte des pièces prothétiques.
- La photopolymérisation du composite à travers les restaurations.

Pour la viscosité, elle diminue lorsque le composite est préchauffé à 60°C, ce qui permet une insertion plus aisée des restaurations adhésives en céramiques.

Rocca et al. (39) ont proposé l'utilisation d'inserts ultrasoniques afin d'assister l'insertion des restaurations adhésives en céramiques sur dents postérieures (inlays/onlays), cependant, la pression digitale est suffisante lors de l'assemblage de facettes. (56)

Une photopolymérisation optimale peut-être assurée en maîtrisant l'épaisseur de nos restaurations adhésives en céramiques (2-3 mm maximum) et par l'utilisation de lampes puissantes.

2.2.2.3. Avantages théoriques et pratiques de l'utilisation du composite de restauration comme moyen d'assemblage. (65)

Les avantages théoriques sont directement liés à la composition des composites de restauration. Nous avons vu précédemment que leur taux de charge plus élevé leur confère des propriétés mécaniques, physico-chimiques et optiques bien plus grandes que celles de composites de collage chémostyrisable ou à prise duale. Le préchauffage permet par ailleurs d'améliorer l'ensemble de ces propriétés, sans provoquer de dommages pulpaire. Tout ceci nous permet d'obtenir avec cette technique un joint de

meilleure qualité avec une meilleure résistance à l'usure et un vieillissement plus lent. Enfin, l'absence d'amines dans leur formule confère aux composites de restauration une plus grande stabilité optique. (66)

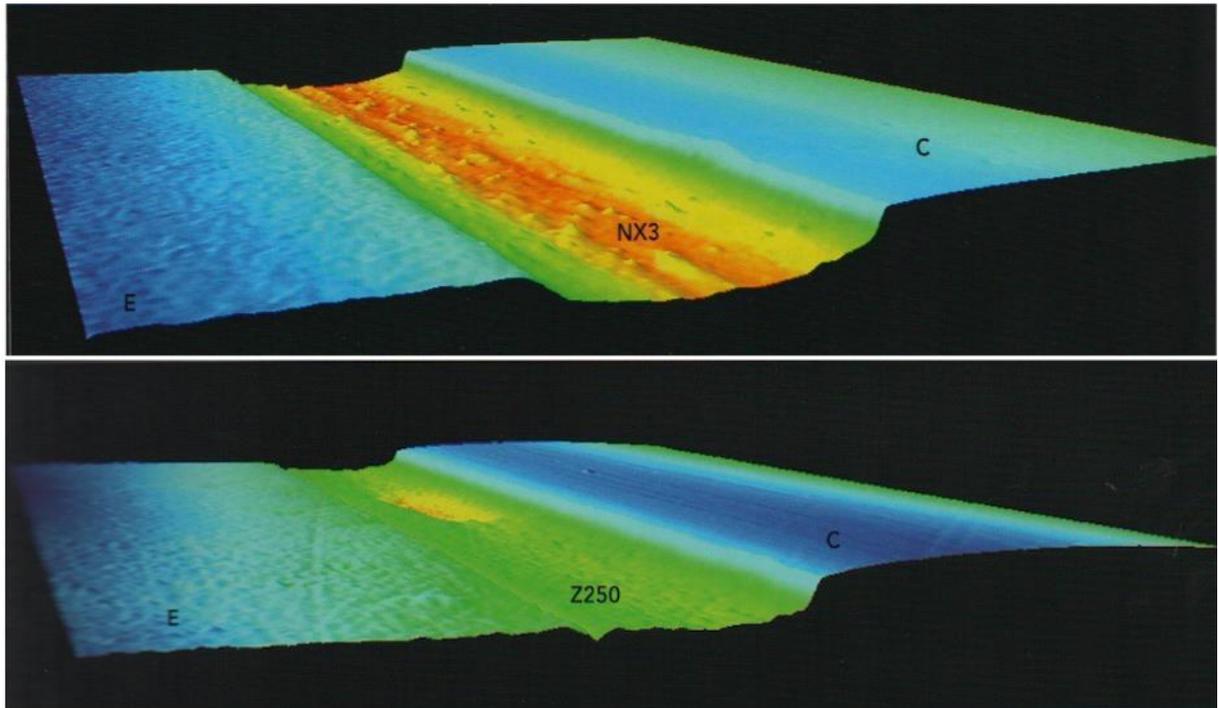


Figure 17 : Image de Microscopie confocale à balayage laser montrant l'état de deux joints (en haut : Nexus 3TM (composite de collage dual) et en bas : Z250TM (composite de restauration) après 100 000 cycles de brossage.

E=Email ; C=Ceramique (Duarte, 2011)

Les avantages pratiques sont liés à leur composante 100% photopolymérisable. Le praticien dispose d'un temps de travail quasiment illimité. Il est en effet possible d'éliminer l'ensemble des excès avant polymérisation. La gestion de ces derniers étant grandement facilitée, il n'est plus nécessaire de retoucher au joint, si ce n'est pour le polir.

III. Aspects pratiques

3.1. Matériel nécessaire

3.1.1. Matériel nécessaire pour préchauffer le composite.

Plusieurs moyens sont à notre disposition pour préchauffer le composite, comme enfermer la compule dans la main, dans une poche ou dans un sac que l'on trempe dans un bain marie pendant plusieurs minutes ou encore scotcher la compule au dos du scialytique. Le moyen le plus précis reste cependant l'utilisation de dispositifs réchauffeurs comme le Calset™ composite warmer (AdDent Inc) ou le ENAHeat™ (Micerium) qui permettent de réchauffer le composite à 37°, 54° ou 60°C.



Figure 18 : Dispositif Calset™ composite warmer (AdDent Inc)



Figure 19 : Dispositif ENAHeat™ (Micerium)

3.1.2. Matériel nécessaire à l'insertion correcte des RAC.

Un pression digitale est suffisante pour permettre une insertion correcte des facettes (56). Par contre, pour la mise en place des onlays, l'utilisation d'inserts d'assemblage ultrasonore (sans eau) est nécessaire, car l'énergie vibrationnelle de ces inserts va diminuer la viscosité du composite, qui est un matériau thixotrope. Les inserts nous permettent d'obtenir un joint d'épaisseur optimale et une insertion correcte des onlays. Les inserts C20 de chez Satelec sont indiqués pour cette utilisation.



Figure 20 : Insert C20 (Satelec)

3.1.3. Matériel nécessaire à la photopolymérisation.

3.1.3.1. Lampes à photopolymériser

Les lampes LED (Light Emitting Diode) de 3^{ème} génération sont recommandées pour la photopolymérisation du composite préchauffé. Cette génération de lampe est apparue en 2007 et offre des intensités élevées (800 à 1200 mW/cm²) (67). Notre choix se tourne vers ce type de lampe pour leur puissance mais également parce qu'elles dégagent moins de chaleur que les lampes halogènes. Plusieurs modèles de

LED de 3^{ème} génération sont actuellement disponibles sur le marché comme la Valo cordless® (Ultradent) ou la Bluephase 20i® (Ivoclar Vivadent).



Figure 21 : Lampe Valo® cordless (Ultradent)

3.1.3.2. Radiomètre

Pour diverses raisons (dépôts sur embouts) une lampe LED peut voir son intensité diminuer. C'est pour cela qu'il est impératif de tester régulièrement les lampes LED à l'aide d'un radiomètre afin de mesurer les performances de la lampe. Il existe sur le marché plusieurs modèles de radiomètre comme le LED Radiometer® (SDI) qui est conçu pour mesurer l'intensité de la lumière émise sur une échelle de longueur d'onde de 400 à 525 nanomètres et donne des lectures de 0 à 2000 mW/cm².



Figure 22 : LED Radiometer® (SDI)

3.2. Protocole clinique : Assemblage d'un onlay céramique

(39,65,68)

Avant l'assemblage de l'onlay en céramique, la restauration provisoire doit être déposée à l'aide d'un excavateur.

3.2.1. Etapes préalables

3.2.1.1. Isolation du site opératoire

Le composite de restauration étant hautement hydrophobe et sensible à la manipulation, l'assemblage impose une isolation rigoureuse vis-à-vis des bactéries, de l'humidité et des fluides buccaux. Seule l'utilisation d'une digue en caoutchouc permet de mettre en place un protocole systématique d'isolation, nécessaire à un collage fiable et reproductible. La digue peut être posée sur la dent à restaurer (unitaire) ou sur plusieurs dents (plurale).

3.2.1.1.1. La digue unitaire

Très simple et rapide, elle permet une bonne isolation de la dent à restaurer et présente l'avantage de protéger les dents controlatérales. Cependant, la digue devra nécessairement être fine afin de ne pas entraver une insertion totale de l'onlay.

3.2.1.1.2. La digue plurale

De mise en œuvre plus longue, elle présente cependant l'avantage de dégager plus largement le champ opératoire et faciliter ainsi l'accès visuel et instrumental, notamment pour l'élimination des excès. C'est pour ces raisons que plusieurs auteurs privilégient ce mode d'isolation (39,65,68).

3.2.1.2. Essayage de la pièce

L'essayage de la pièce a lieu après la mise en place de la digue afin d'éviter tout risque d'inhalation.

L'étape d'essayage permet de valider :

- l'intensité du point de contact
- l'adaptation marginale de la pièce prothétique
- la teinte (à cet effet, l'utilisation d'un gel de glycérine améliorant la diffusion de la lumière peut être intéressante).

Remarque :

L'évaluation des contacts occlusaux est contre-indiquée à ce stade du fait de la fragilité de la céramique et du risque de fracture. L'occlusion sera contrôlée après assemblage.

3.2.1. Traitements de surface

3.2.1.1. Traitement de l'intrados prothétique

L'objectif du traitement de surface est de permettre la création d'une liaison micromécanique (rugosités) et chimique. Pour la céramique (feldspathique ou vitrocéramique), les rugosités les plus performantes sont obtenues par mordantage à l'acide fluorhydrique (5 à 9%).

Les temps d'application varient d'une céramique à une autre :

- Enrichie au disilicate de lithium (Emax®) : 20 secondes
- Enrichie à la leucite (Empress®) : 1 minute
- Enrichie à l'albite (Vita Mark®) : 2 à 3 minutes

L'acide est ensuite rincé abondamment puis la pièce est passé aux ultrasons dans un bain d'eau distillée pendant 3 minutes.

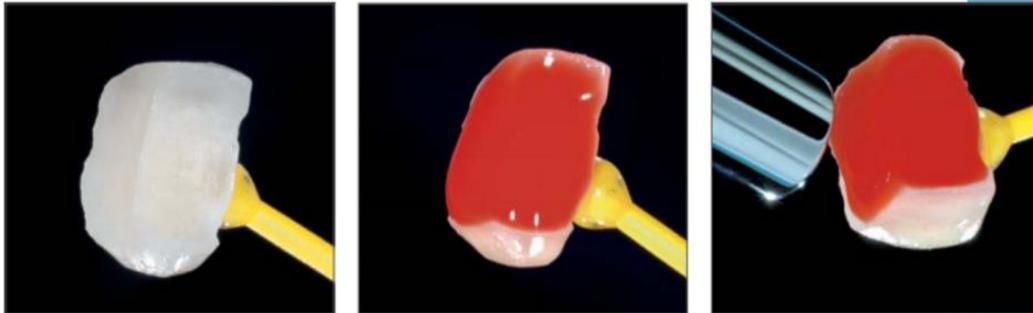


Figure 24 : Application de l'acide fluorhydrique (Rocca, 2007)



Figure 25 : Rinçage de l'acide fluorhydrique (Rocca,2007)

La liaison chimique est ensuite obtenue par l'intermédiaire d'un silane. Il est appliqué en une couche puis une temporisation de 3 minutes ou un séchage très soigneux permet aux solvants de s'évaporer. Enfin, une fine couche d'adhésif est appliquée sans photopolymérisation et l'onlay est déposé à l'abri de la lumière.



Figure 26 : Application de l'adhésif après application et séchage du silane (Rocca,2007)

3.2.1.2. Traitement des surfaces dentaires

Pour rappel, lors de l'étape de préparation, la dentine aura été scellée selon le protocole de l'hybridation dentinaire immédiate (SDI) décrit par *P. Magne* (32).

Le collage doit donc se faire par le biais des marges amélares et de la base en composite formée lors du SDI. Comme la cavité a été contaminée (par des résidus de ciment provisoire, la salive), le conditionnement de celle-ci est essentiel afin d'obtenir un collage performant.

Le protocole est le suivant :

- 1- Sablage de la préparation (oxyde d'alumine 30-50 μm , 1-2 bars), puis rinçage. Ce sablage permet de nettoyer et de créer des microrétentions de surface. Il devra être doux pour ne pas trop abraser les surfaces des dents adjacentes ou éliminer la couche hybride réalisée à la séance précédente. Afin de protéger les faces proximales des dents collatérales, on peut s'aider d'une matrice et d'un coin ou d'une matrice circonférentielle (69)



Figure 27 : Protection de la dent adjacente à l'aide de matrice lors du sablage de la préparation (Cheron, Atlan, 2014)

- 2- Mordançage de l'émail (acide orthophosphorique 30-40%, 30 secondes) puis rinçage.

- 3- Silanisation de la base en composite afin de promouvoir l'adhésion en réactivant la surface.
- 4- Application d'une couche fine d'adhésif non polymérisé qu'il faut sécher afin de l'étaler correctement pour qu'il pénètre les microrétentions formées précédemment. L'Optibond FL® (Kerr) avec un taux de charge de 49% , un bon recul clinique et une documentation détaillée reste une référence.

Remarques :

- 1- Avant l'application de l'adhésif, il est intéressant de mettre en place sur les dents collatérales une bande de téflon (ptfe 12mmx 0,05mm) afin d'assurer la protection des dents controlatérales.
- 2- A ce stade, la mise en place de fils dentaires épais Superfloss® (Oral B) sous le niveau des marges proximales permettront d'éviter les fusées de composite et d'éliminer les excès en proximal.



Figure 28 : Bande de téflon et Superfloss® (OralB) mis en place avant l'application de l'adhésif (Gerdolle, 2011)

- 3- Que ce soit pour le traitement de l'intrados de l'onlay ou de la base en composite dans la dent, favoriser l'utilisation d'un silane pré-hydrolysé (exemple : Monobond Plus®, Ivoclar-Vivadent). Ils présentent l'avantage d'être prêts à l'emploi et ne nécessitent pas d'être chauffés.

3.2.2. Assemblage avec le composite de restauration

3.2.2.1. Insertion de la pièce et élimination des excès

L'un des points clefs de cette technique se base sur le chauffage du composite (à +/- 60°C) à l'aide d'un réchauffeur dédié (cf partie 3.1.1). Pour rappel, cela permet entre autre de diminuer sa viscosité et donc de faciliter la mise en place de la pièce prothétique. Le composite est inséré directement dans la cavité et la pièce est insérée à l'aide d'un brunissoir ou d'un fouloir, le mieux étant une pression digitale uniforme sur toute la pièce. Le plus grand avantage pratique de l'utilisation du composite de restauration intervient ici car il est possible de réaliser une élimination complète des excès avant polymérisation. Après avoir retiré la première vague d'excès qui a fusé suite à l'insertion de la pièce à l'aide d'une sonde fine, sans jamais chercher un contact de la pointe de l'instrument avec le joint prothétique, il est indispensable d'utiliser les inserts d'assemblage ultrasonores (sans spray). La pièce prothétique est alors de nouveau vibrée en pression à l'aide de l'insert ultrasonore, et une deuxième vague de composite est exprimée. L'opération est renouvelée jusqu'à élimination totale des excès. Sans ces inserts, il semble risqué d'utiliser cette technique. Après élimination totale des excès, le fil Superfloss® (Oral B) peut être retiré.



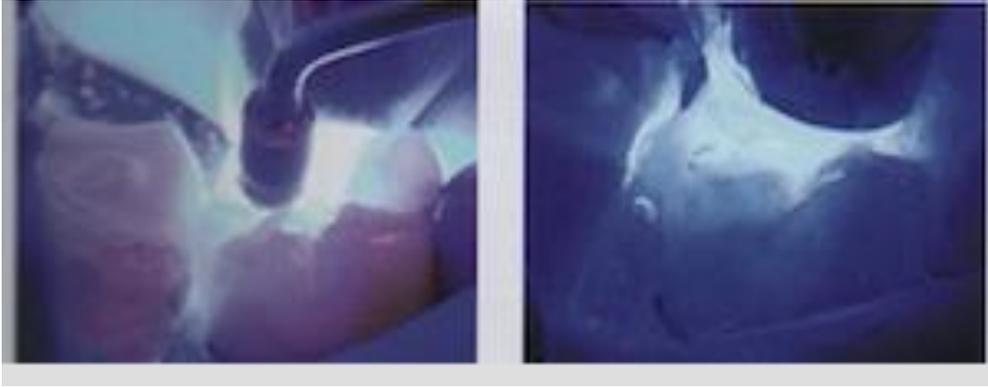
Figure 29 : Insertion du composite réchauffé dans la cavité avant la mise en place de l'onlay (Cheron, Atlan, 2014)



Figure 30 : Mise en place de l'onlay et insertion assistée par ultrasons. (Cheron, Atlan, 2014)

3.2.2.2. La polymérisation

Les composites de restauration sont strictement photopolymérisables. La polymérisation s'effectue au moyen d'une ou plusieurs lampes puissantes ($> 1000 \text{ mW/cm}^2$). Une première polymérisation (tout en maintenant la pièce) de 30 secondes en vestibulaire et 30 secondes en lingual permettent de fixer la pièce. Le joint prothétique est ensuite enduit de gel de glycérine (empêchant ainsi l'inhibition de polymérisation de surface liée à l'oxygène). Une polymérisation par séquence de 30 secondes est ensuite réalisée sur chaque face, et renouvelée une fois. Ceci permet d'obtenir une bonne polymérisation et d'éviter une trop grande élévation de température. (65)



*Figure 31 : Photopolymérisation sous gel de glycérine.
(Cheron, Atlan, 2014)*

David Gerdolle préconise une photopolymérisation de 1 minute par face sous glycérine, et sous spray d'eau intermittent, afin d'éviter tout échauffement pulpaire. Pour aller plus loin, l'utilisation de coins translucides (translucent wedge®, Hawe-Kerr) permet d'optimiser l'accès de la lumière aux zones interdentaires.

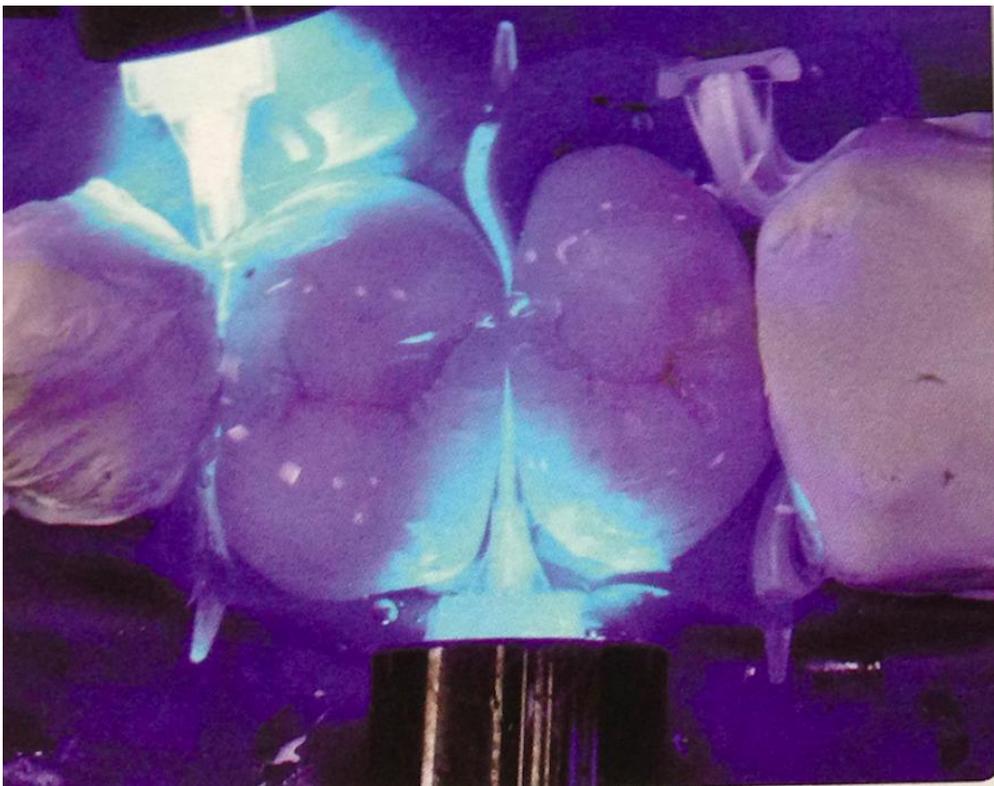


Figure 32 : Utilisation de coins translucides pour la photopolymérisation des zones interdentaires. (Gerdolle, 2011)

3.2.2.2. Polissage et réglage de l'occlusion

Après polymérisation, le polissage des joints accessibles (vestibulaire et lingual) est réalisé à l'aide de pointes silicones. Les joints proximaux peuvent être polis à l'aide de strips celluloïdes de rugosité décroissante. Le contrôle de l'occlusion se fait bien entendu après dépose de la digue.

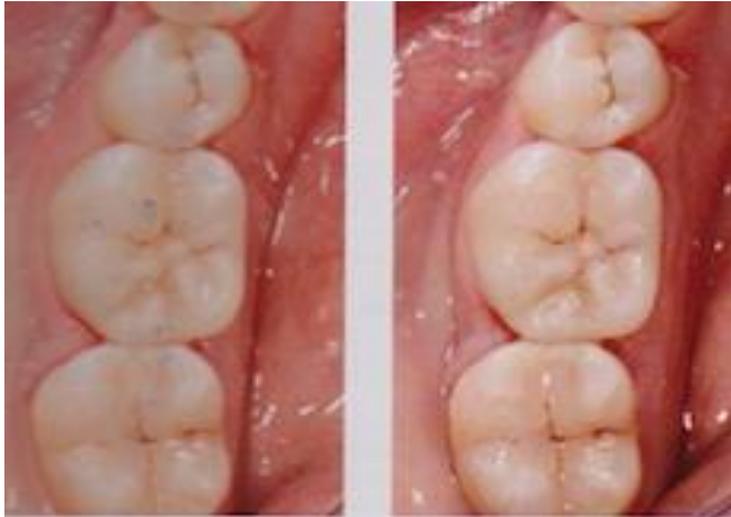


Figure 33 : Contrôle de l'occlusion et vue finale de la restauration après dépose de la digue. (Cheron, Atlan, 2014)

Conclusion

L'utilisation du composite de restauration en alternative aux composites duals répond parfaitement au cahier des charges du matériau d'assemblage idéal.

Leurs propriétés mécaniques et physico-chimiques leur confèrent une très bonne résistance à l'usure et à la solubilité. Leur temps de travail illimité et l'élimination aisée de leurs excès sont un avantage pour la pérennité du joint et pour le maintien de la santé parodontale de la dent concernée. L'absence d'amines, pouvant se dégrader, dans leur formule leur confèrent une bonne stabilité de teinte, ce qui peut s'avérer avantageux pour les restaurations en secteur esthétique (facettes). Lors de l'assemblage, l'utilisation de ces composites nécessitent toutefois un matériel spécifique : réchauffeur, insert ultrasonore et une lampe LED à forte puissance (> 1000mW/cm²).

Le composite de restauration est utilisé depuis plus de 10 ans par certains auteurs avec succès (*Vailati, Magne*). Une récente étude rétrospective (2014) de *D'arcangelo et al.* révèle d'ailleurs un haut taux de survie pour les RAC assemblés à l'aide de composite de restauration 100% photopolymérisable, à condition de respecter strictement le protocole opératoire.

Malgré tout, il n'existe pas aujourd'hui de matériau adapté à toutes les situations cliniques. Les composites de collage duals gardent par exemple une indication dans les cas de RAC d'épaisseur importante. Ce sont les connaissances fondamentales et l'expérience du praticien qui lui permettront de sélectionner le matériau d'assemblage adéquat en fonction de la situation clinique.

Index des illustrations

Figure 1 : Théorie mécanique de l'adhésion (Degrange, 2000).....	22
Figure 2 : Émail d'une face vestibulaire de molaire mandibulaire, grossissement x 5000, avant (figure de gauche) et après traitement (figure de droite) à l'acide orthophosphorique 30 sec) (Mortier, 2011)	25
Figure 3 : Suintement d'eau dans les tubulis dentinaires (Degrange, 2000)	28
Figure 4 : Illustration de la smear-layer (Degrange, 2000)	29
Figure 5 : Elimination totale de la smear layer après application d'acide orthophosphorique (Degrange, 2000).....	33
Figure 6 : Dissolution sélective de la smear layer après application d'un SAM (Degrange, 2000).....	34
Figure 7 : Tableau récapitulatif des différentes familles de systèmes adhésifs.....	35
Figure 8 : Avantages et inconvénients des différents systèmes adhésifs (Guastalla, 2009).....	36
Figure 9 : Performances (résistance du collage dentinaire en microtension) des dix adhésifs les plus testés en recherche ainsi que la perte d'adhésion après une année (en % entre parenthèses). (De Munck, 2012).....	37
Figure 10 : Représentation schématique d'une résine composite (Raskin, 2005)....	41
Figure 11 : Tableau explicatif des agents de chémo- et photopolymérisation.....	44
Figure 12 : Classification des résines composites en fonction de la taille des charges (Raskin,2005).....	46
Figure 13 : Test de flexion 3 points (B.Jacquot, 2009).....	48
Figure 14 : Test de traction diamétrale (B. Jacquot, 2009).....	49
Figure 15 : Courbe « contrainte-déformation », la pente du domaine élastique nous renseigne sur le module de Young (B.Jacquot).....	49
Figure 16 Tableau indiquant les valeurs d'adhérence en Mpa sur l'émail et la dentine de différentes colles (Guastalla, 2009).....	55
Figure 17 : Image de Microscopie confocale à balayage laser montrant l'état de 2 joints (en haut : Nexus 3 TM (composite de collage dual) et en bas : Z250 TM (composite de restauration) après 100 000 cycles de brossage (Duarte, 2011).....	66
Figure 18 : : Dispositif Calset TM composite warmer (AdDentInc).....	67
Figure 19 : Dispositif ENAHeat TM (Micerium).....	67
Figure 20 Insert C20 (Satelec).....	68

<i>Figure 21 : : Lampe Valo® cordless (Ultradent).....</i>	<i>69</i>
<i>Figure 22 : : LED Radiometer® (SDI)</i>	<i>69</i>
<i>Figure 23 : : Seringues composites G-aenial® (GC).....</i>	<i>70</i>
<i>Figure 24 : : Application de l'acide fluorhydrique (Rocca, 2007).....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 25 : Rinçage de l'acide fluorhydrique (Rocca,2007).....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 26 Application de l'adhésif après application et séchage du silane (Rocca,2007).....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 27 : Figure 27 : Protection de la dent adjacente à l'aide de matrice lors du sablage de la préparation (Cheron, Atlan, 2014).....</i>	<i>74</i>
<i>Figure 28 : Figure 28 : Bande de téflon et Superfloss® (OralB) mis en place avant l'application de l'adhésif (Gerdolle, 2011).....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 29 : Insertion du composite réchauffé dans la cavité avant la mise en place de l'onlay (Cheron, Atlan, 2014)</i>	<i>77</i>
<i>Figure 30 : Mise en place de l'onlay et insertion assistée par ultrasons. (Cheron, Atlan, 2014)</i>	<i>77</i>
<i>Figure 31 : Photopolymérisation sous gel de glycérine. (Cheron, Atlan, 2014)</i>	<i>78</i>
<i>Figure 32 : Utilisation de coins translucides pour la photopolymérisation des zones interdentaires. (Gerdolle, 2011)</i>	<i>78</i>
<i>Figure 33 : Contrôle de l'occlusion et vue finale de la restauration après dépose de la digue. (Cheron, Atlan, 2014)</i>	<i>79</i>

Références bibliographiques

1. Roulet J-F, Degrange M. Collage et adhésion: la révolution silencieuse. Paris, France: Quintessence international,; 2000. 358 p.
2. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures: approche biomimétique. Paris, France: Quintessence International; 2003. 405 p.
3. Azevedo C, Colon P. Les polymères de collage. *Réal Clin*. 2005;16(4):351–64.
4. Gerdolle D, Mortier E. Reconstitutions coronaires en céramique : utilisation raisonnée des composites de collage. *Clinic (Paris)*. 2003;2:77–85.
5. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent*. 1997 Oct;10(5):237–41.
6. He LH, Swain MV. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008 Jan;1(1):18–29.
7. Baldassarri M, Margolis HC, Beniash E. Compositional determinants of mechanical properties of enamel. *J Dent Res*. 2008 Jul;87(7):645–9.
8. Buonocore MG. PRINCIPLES OF ADHESIVE RETENTION AND ADHESIVE RESTORATIVE MATERIALS. *J Am Dent Assoc* 1939. 1963 Sep;67:382–91.
9. Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand*. 1981;39(1):47–53.
10. Mortier E, Jager S, Gerdolle D, Dahoun A. La microscopie électronique à balayage environnementale : application à l'observation des tissus dentaires minéralisés. *Actual Odonto-Stomatol*. 2011;(255):221–9.
11. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent*. 1992;Suppl 5:1–9.
12. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *EMC-Odontol* 1. 2005;16(4):193–201.
13. Weiner S, Veis A, Beniash E, Arad T, Dillon JW, Sabsay B, et al. Peritubular dentin formation: crystal organization and the macromolecular constituents in human teeth. *J Struct Biol*. 1999 Jun 1;126(1):27–41.
14. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 Jun;28(3):215–35.

15. Degrange M. Systèmes auto-mordançants: une mode ou la voie du futur? *Inf Dent*. 2004;(15):917–25.
16. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):895–910.
17. Perdigão J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2003;15(1):32–41; discussion 42.
18. Chuang S-F, Chang L-T, Chang C-H, Yaman P, Liu J-K. Influence of enamel wetness on composite restorations using various dentine bonding agents: part II-effects on shear bond strength. *J Dent*. 2006 May;34(5):352–61.
19. Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Pereira PN, Tagami J. Effects of different burs on dentin bond strengths of self-etching primer bonding systems. *Oper Dent*. 2001 Aug;26(4):375–82.
20. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*. 2002;4(4):283–9.
21. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*. 2012 Apr;91(4):351–7.
22. Bressand L, Le Goff S, Raux F. La bataille des adhésifs. *Inf Dent*. 2015;97(7):30–1.
23. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*. 1998 Apr;106(2 Pt 2):687–95.
24. Herrera M, Castillo A, Bravo M, Liébana J, Carrión P. Antibacterial activity of resin adhesives, glass ionomer and resin-modified glass ionomer cements and a compomer in contact with dentin caries samples. *Oper Dent*. 2000 Aug;25(4):265–9.
25. Guastalla O. Apport du collage en odontologie. *Cah Prothès*. 2009;(148):15–21.
26. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):60D – 76D.
27. Raskin A, Salomon J, Sabbagh J. Les résines composites : Classification - Evolution. *Réal Clin*. 2005;16(4).
28. Raskin A, Tassery H, Salomon J, Sabbagh J. Les résines composites : Propriétés et indications cliniques. *Réal Clin*. 2005;16(4).
29. Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. Résines composites. *EMC-Odontol*. 2005;(23-065-E-10 :1-21).
30. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites.

Oper Dent. 2001 Oct;26(5):498–504.

31. Cheron R, Degrange M. Colles et ciments: s'y retrouver et choisir. *Inf Dent*. 2007;89(4):127–36.

32. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent AI*. 2005;17(3):144–54; discussion 155.

33. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 2005 Dec;94(6):511–9.

34. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*. 2005 Dec;30(6):747–57.

35. Gerdolle D, Drossart M, Bazos P. Evolution des formes de préparations pour inlays/onlays postérieurs au maxillaire. *Réal Clin*. 2014;25(4):307–16.

36. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004 Dec;20(10):963–71.

37. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008 Feb;24(2):185–91.

38. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, Carluccio F, Vitalone LM, D'Amario M. Influence of curing time, overlay material and thickness on three light-curing composites used for luting indirect composite restorations. *J Adhes Dent*. 2012 Aug;14(4):377–84.

39. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2007 Aug;38(7):543–53.

40. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013 Feb;29(2):139–56.

41. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig*. 2005 Jun;9(2):71–6.

42. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000 Oct;20(5):440–57.

43. Grütter L, Vailati F. Full-mouth adhesive rehabilitation in case of severe dental erosion, a minimally invasive approach following the 3-step technique. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent*. 2013;8(3):358–75.

44. Reichl F-X, Durner J, Hickel R, Spahl W, Kehe K, Walther U, et al. Uptake, clearance and metabolism of TEGDMA in guinea pigs. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2002 Dec;18(8):581–9.
45. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2001 Nov;17(6):504–11.
46. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004 Oct;20(8):766–77.
47. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res*. 2005 Jul;84(7):663–7.
48. El-Korashy DI. Post-gel shrinkage strain and degree of conversion of preheated resin composite cured using different regimens. *Oper Dent*. 2010 Apr;35(2):172–9.
49. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):e51–9.
50. Ayub KV, Santos GC, Rizkalla AS, Bohay R, Pegoraro LF, Rubo JH, et al. Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *J Can Dent Assoc*. 2014;80:e12.
51. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2014 Jun;30(6):613–8.
52. Mundim FM, Garcia L da FR, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires-de-Souza F de CP. Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *J Dent*. 2011 Jul;39 Suppl 1:e25–9.
53. Wagner WC, Aksu MN, Asku MN, Neme A-ML, Linger JB, Pink FE, et al. Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Oper Dent*. 2008 Feb;33(1):72–8.
54. Zach L, Cohen G. PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965 Apr;19:515–30.
55. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2007 Oct;23(10):1283–8.
56. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *Br Dent J*. 2011 Jul;211(2):63–7.
57. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent AI*. 2006;18(6):340–50; discussion 351.

58. Calheiros FC, Daronch M, Ruedgeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Feb;84(2):503–9.
59. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2006 Nov;22(11):988–94.
60. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. *J Dent*. 2009 Aug;37(8):610–5.
61. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):942–8.
62. Holberg C, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A, Winterhalder P. Ceramic inlays: is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk? *J Dent*. 2013 Jul;41(7):628–35.
63. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013 Dec;29(12):1244–50.
64. Moscovich H, Roeters FJ, Verdonchot N, de Kanter RJ, Creugers NH. Effect of composite basing on the resistance to bulk fracture of industrial porcelain inlays. *J Dent*. 1998 Mar;26(2):183–9.
65. Cheron R, Atlan A. Assemblage des restaurations indirectes. *Réal Clin*. 2014;25(4):337–44.
66. Duarte S Jr. . *Quintessence of Dental Technology*. USA: Quintessence international,; 2011. 216 p.
67. Moussally C, Cazier S. Quelle lampe à photopolymériser ? *Inf Dent*. 2008;(39).
68. Gerdolle D, Mortier E. Protocoles cliniques de réalisation des Inlays/Onlays. Partie 2: technique de collage. *Dentoscope* . 2011;(79).
69. D’Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent*. 2007 Jun;9(3):319–26.

LE COMPOSITE DE RESTAURATION : UTILISATION EN TANT QUE
MATÉRIAU D'ASSEMBLAGE POUR LES RESTAURATIONS ADHÉSIVES
EN CERAMIQUE.

AIT OUARABI IDIR

-Pages : 87 ; Illustrations : 33 ; Référence : 69

Domaines : Prothèses, Odontologie conservatrice

Mots clés Rameau: Matériaux céramique dentaire; Adhésifs dentaires; Collage en odontostomatologie; Restaurations dentaires; Onlays (odontostomatologie)

Mots clés FMeSH : Collage dentaire; Agents de collage dentinaire; Matériaux dentaires; Dentisterie esthétique; Facettes dentaires

Mot clé libre : Restaurations adhésives

Résumé :

Le développement de la dentisterie adhésive nous amène de plus en plus à privilégier les restaurations partielles (inlay/onlay, facettes) aux couronnes périphériques. L'assemblage est une étape clé pour la pérennité des restaurations adhésives. Le choix du matériau d'assemblage le plus adapté à la situation clinique et au type de restauration représente donc un paramètre important.

L'utilisation des composites de restauration micro-hybride en tant que matériau d'assemblage peut s'avérer intéressante. Leurs propriétés (mécaniques, physico-chimiques et optiques) constituent leur principal avantage. Cependant, leur viscosité importante et l'absence de composante autopolymérisante peuvent présenter un frein à leur utilisation en tant que matériau d'assemblage.

Alors que la deuxième partie du manuscrit développe les moyens de s'affranchir de ces problèmes, la dernière partie est consacrée à la description du protocole et du matériel nécessaire à l'utilisation du composite de restauration en tant que matériau d'assemblage.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Hervé Boutigny-Vella

Assesseurs : Monsieur le Docteur Marc Linez
Monsieur le Docteur Pierre Hildelbert

Membre invité : Monsieur le Docteur Corentin Denis
Monsieur le Docteur Hadrien Bouckenooghe