

Année 2022

N° 3799

**L'apport de la dentisterie biomimétique dans la gestion de
la contraction de prise des composites**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement par

IBN ATTYA ANDALOUSSI Zakariae

le 31/03/2022 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le Professeur AMOURIQ Yves

Assesseur : Monsieur le Docteur GAUDIN Alexis

Invité : Monsieur le Docteur CHABERLIN Eric

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur BODIC François

Co-Directrice de thèse : Madame le Docteur CLOUET Roselyne

 Nantes Université	Présidente - Pr BERNAULT Carine
 Pôle Santé UFR Odontologie	Doyen - Pr SOUEIDAN Assem <u>Assesseurs</u> Dr GAUDIN Alexis Pr LE GUEHENNEC Laurent Pr LESCLOUS Philippe

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers des C.S.E.R.D	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte	Mme LOPEZ Serena
M AMOURIQ Yves	Mme PEREZ Fabienne
Mme CHAUX Anne-Gaëlle	M. WEISS Pierre
M. LABOUX Olivier	

Professeur des Universités
M. BOULER Jean-Michel

Maitre de conférence des Universités
Mme VINATIER Claire

Professeur Emérite
M. GIUMELLI Bernard

Enseignants Associés	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	M. BANDIAKY Octave (Assistant Associé)
Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)	M. MAITRE Yoann (Assistant Associé)

Maitres de conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers des C.S.E.R.D	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D
M. AMADOR DEL VALLE Gilles	M. ALLIOT Charles
Mme ARMENGOL Valérie	Mme CLOUET Roselyne
Mme BLERY Pauline	M. EVRARD Lucas
M. BODIC François	M. GUILLEMIN Maxime
Mme CLOITRE Alexandra	Mme HASCOET Emilie
Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie	Mme HEMMING Cécile
M. DENIS Frédéric	M. HIBON Charles
Mme ENKEL Bénédicte	Mme OYALLON Mathilde
M. HOORNAERT Alain	Mme QUINSAT Victoire Eugenie
Mme HOUCHMAND-CUNY Madline	M. REMAUD Matthieu
Mme JORDANA Fabienne	M. RETHORE Gildas
M. LE BARS Pierre	M. SERISIER Samuel
M. NIVET Marc-Henri	Mme TISSERAND Lise
M. PRUD'HOMME Tony	
Mme RENARD Emmanuelle	
M. RENAUDIN Stéphane	
M. STRUILLLOU Xavier	
M. VERNER Christian	

Praticiens Hospitaliers	
Mme DUPAS Cécile	Mme HYON Isabelle

03/01/2022

Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur AMOURIQ Yves

- Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
- Docteur de l'Université de Nantes
- Habilité à Diriger les Recherches
- Département de Prothèses
- Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

- NANTES –

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter si promptement la présidence de ce jury.

Je tiens à vous remercier pour votre gentillesse, votre dévouement envers les étudiants, et votre partage de connaissances.

Veillez trouver ici le témoignage de ma sincère gratitude et de mon respect

A Monsieur le Docteur BODIC François

- Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
- Docteur de l'Université de Nantes
- Département de Prothèses

- NANTES –

ger cette thèse de m'avoir accompagné tout au long de sa rédaction.

Pour votre dévouement auprès des étudiants, et le partage de votre savoir faire.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude, et de mon sincère respect.

A Madame le Docteur CLOUET Roselyne

- Assistante Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
- Département de Prothèses

- NANTES –

Je vous remercie sincèrement d'avoir accepté de diriger cette thèse si intéressante.

Je vous remercie pour les nombreux conseils que vous m'avez prodigués, pour votre gentillesse, votre disponibilité, et votre dévouement auprès des étudiants.

Pour votre compagnonnage durant ma sixième année. Vous m'avez aidé à donner le meilleur de moi même, à vouloir devenir un bon praticien et à toujours rechercher l'excellence.

Pour être un mentor et un exemple pour beaucoup d'étudiants.

Veillez trouver ici l'expression de ma plus sincère admiration, de ma reconnaissance, et de ma profonde admiration pour vous.

A Monsieur le Docteur GAUDIN Alexis

- Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires
- Habilité à Diriger les Recherches
- Docteur de l'Université de Nantes
- Ancien Interne des Hôpitaux de Toulouse
- Département Odontologie Conservatrice - Endodontie

- NANTES –

*Je vous remercie d'avoir fait l'honneur d'être l'un des membres de mon jury,
Je vous suis reconnaissant de votre enseignement, de votre pédagogie, et de votre bienveillance.
Pour le partage de vos connaissances, la qualité de vos conseils cliniques, et votre ouverture
d'esprit.
Veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements, et de ma plus profonde
admiration.*

A Monsieur le Docteur CHABERLIN Eric

- Docteur de l'Université de Nantes
- Ancien Assistant des Hôpitaux de Nantes
- Pratique Privée

- Nantes –

Pour avoir accepté de m'accueillir au sein de votre cabinet durant une année entière.

Pour votre dévouement envers les patients, votre partage de connaissances, votre disponibilité, et votre gentillesse.

Je tiens à vous remercier de m'avoir montré à quoi ressemble une dentisterie de qualité, et de m'avoir ouvert les yeux sur le monde de la dentisterie adhésive.

Pour être un exemple à suivre pour moi

Veillez trouver ici le témoignage de mon sincère respect, de mon admiration, et de ma plus profonde gratitude.

Abréviations :

- **IDS** : Immediate dentin sealing, ou scellement dentinaire immédiat

- **DDS** : Delayed Dentin Sealing, ou scellement dentinaire reporté au jour du collage de la pièce prothétique

- **DWT** : Decoupling with time

- **GPDM** : Glycéro-phosphate di-méthacrylate – ils s'agit d'un monomère fonctionnel présent dans les adhésifs

- **10-MDP** : 10-Methacryloxydecyl dihydrigen phosphate – il s'agit d'un monomère fonctionnel présent dans les adhésifs automordancants

Sommaire :

Introduction :	12
I- Le biomimétisme :	14
a) Définition :.....	14
b) Les principes du biomimétisme :	14
II- L'adhésion : principes et conséquences	17
A- Les composites : principe de la polymérisation :.....	17
B- Différentes phases de la polymérisation d'une résine composite	18
Les conséquences de cette contraction :.....	20
III- Comment réduire le stress de polymérisation	26
A- Méthodes ne relevant pas de la biomimétique.....	26
a) Propriétés du composite.....	26
b) Technique de polymérisation	27
d) Application d'un CVI MAR en fond de cavité :.....	28
B- Méthodes relevant de la biomimétique :	28
a) Augmenter la force d'adhésion :	28
b) Protection de la couche hybride.....	32
c) Réduire le stress de polymérisation.....	36
d) La contraction de prise, et l'intérêt de sa gestion en prothèse :	43
Conclusion	45

Annexe 1 : Evolution des systèmes de collage à travers le temps Erreur !

Signet non défini.

ANNEXE 2 : DEFINITION DES TERMES UTILISES :Erreur ! Signet non

défini.

Introduction :

Au fil de l'Histoire, la dentisterie a connu de nombreuses révolutions qui ont permis d'aboutir à la pratique de l'exercice dentaire que nous connaissons aujourd'hui. Ce dernier est basé sur le concept d'intervention minimalement invasive, ayant pour objectif de maximiser la durée de vie de la dent plus que celle des restaurations.

Un grand nombre d'avancées techniques ont permis une analyse réflexive de notre pratique clinique. Ainsi, des critères de préparation cavitaire présentés par Black (comprenant une extension prophylactique ainsi qu'une rétention mécanique des obturations) nous nous orientons désormais vers un délabrement minimal de la dent et des préparations de cavités non rétentes. Ce changement de paradigme a débuté par la découverte du mordançage de l'émail par Buonocore. En 1952, Kramer et Mc Lean ont montré que le GPDM (constituant majeur de certains adhésifs aujourd'hui) formait une couche hybride entre la dentine et la résine de restauration sus-jacente. Quelques années plus tard, Nakabayashi et Pashley ont mené des investigations approfondissant notre connaissance de cette couche intermédiaire, en montrant que sa qualité est la pierre angulaire d'une dentisterie adhésive réussie (1,2, Annexe 2).

Au début des années 2000, de nombreux auteurs se sont intéressés aux différentes causes d'échec de ces restaurations adhésives, devenues d'usage courant dans la pratique de la dentisterie en cabinet, et identifiaient la rétraction de prise des matériaux en résine comme étant l'une des causes principales (3–5). En effet, les praticiens, par crainte de sensibilités pulpaires post opératoires, d'échecs esthétiques (décoloration des joints), ... etc., s'orientaient plus souvent vers des thérapeutiques délabrantes en réduisant la longévité et la possibilité de réintervention sur ces dents soignées.

De nos jours, des auteurs comme Pascal Magne, Panagiotis Bazos, David Alleman, Didier Dietschi ou encore Urs Belser ont participé au renouveau du concept de dentisterie adhésive, l'optimisant et le simplifiant. Leur philosophie passe avant tout par une minimisation du délabrement tissulaire, ainsi qu'une maximisation des forces adhésives. Ils proposent ainsi de nouvelles solutions pour lutter contre les différents aléas des résines composites, dont leur rétraction de prise. (6–11)

Cette thèse a donc pour objectif d'exposer les différentes méthodes biomimétiques proposées par la littérature actuelle pour palier au problème que représente la contraction des résines composites.

I- Le biomimétisme :

a) Définition :

Du grec « bio = vie et mimesis = imiter », le biomimétisme est un courant de la dentisterie moderne désignant la reproduction des tissus dentaires naturels. Il vise donc à restaurer les dents par des matériaux dont les propriétés mécaniques (module d'élasticité, de dureté, d'expansion thermique) se rapprochent le plus possible de celles des tissus naturels à restaurer. Ce principe permettrait alors une meilleure distribution et répartition des forces entre la dent et sa restauration, afin d'obtenir une plus grande longévité de la dent dans un 1^{er} temps, puis des restaurations ensuite (8).

b) Les principes du biomimétisme :

- a) **Esthétique** : L'objectif est d'avoir des restaurations dont les propriétés optiques sont similaires à celles des tissus restaurés. La restauration, qu'elle soit directe ou indirecte, ne doit pas se démarquer de la dent.

- b) **Biologique** : L'aspect biologique est essentiel. Il s'agit de conserver une pulpe vitale et saine, notamment grâce au concept de curetage sélectif (12), ainsi qu'au recours aux thérapeutiques de vitalité pulpaire (en particulier, la pulpotomie partielle ou totale). (13)

- c) **Mécanique** : L'essence d'une dentisterie biomimétique est la reproduction des tissus naturels. Il faut, pour cela, se familiariser avec leurs caractéristiques essentielles. Voici un tableau résumant les propriétés mécaniques les plus importantes des tissus durs de la dent.

Tableau 1 : Caractéristiques des principaux tissus durs de la dent

	Email	Dentine	Jonction amélo-Dentinaire
Composition	<p>Matériau homogène</p> <ul style="list-style-type: none"> - 95% d'hydroxyapatite - 1% de collagène - 4% D'eau 	<p>Matériau hétérogène</p> <ul style="list-style-type: none"> - 70% d'hydroxyapatite - 20% de protéines, principalement du collagène 1 - 10% d'eau 	<p>Structure proche de la dentine</p>
Structure histologique	<p>Ensemble dense de prismes d'hydroxyapatite</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Matrice avec fibres de Collagène de type 1 dont la forme et la structure sont maintenus par des cristaux d'hydroxyapatite, et des protéines non collagéniques. - Présence de tubuli contenant de l'eau, ainsi que les prolongements odontoblastiques 	<ul style="list-style-type: none"> - Interphase entre l'émail et la dentine. - Des fibres de collagène sont à cheval entre l'émail et la dentine, tout en étant maintenues sous tension par des cristaux d'hydroxyapatite.

Propriétés physiques et mécaniques	<ul style="list-style-type: none"> - Module d'élasticité : 70-120 GPa - Force cohésive : 20 MPa - Permet de résister à l'usure de à transmettre les forces de façon axiale à la racine et perpendiculairement à la jonction émail/dentine :principe du Dôme de compression (décrit par Milicich) 	<ul style="list-style-type: none"> - Module d'élasticité : 12-25 GPa - Force cohésive : comprise entre 90 et 105 MPa - Permet d'absorber les contraintes à laquelle la dent est soumise et de les répartir 	<ul style="list-style-type: none"> - Force cohésive (force de collage entre l'émail et la dentine) : entre 47,7 et 51,1 MPa - Permet de dévier les fêlures ou fractures grâce à ses fibres de collagène sous tension et une transmission correcte des forces entre l'émail rigide et la dentine plus souple.
Principe d'adhésion	<p>Etant un tissu homogène ne contenant que très peu d'eau, l'adhésion se crée par rétention micromécanique</p>	<p>Du fait de l'hétérogénéité de ce tissu et de l'eau qui y est présent, l'adhésion se forme grâce à l'infiltration du réseau de collagène. L'adhésion y est donc plus compliquée.</p>	
Matériau idéal de remplacement (8)	<p>Céramique Feldspathique</p>	<p>Résine composite</p>	<p>Adhésif Gold Standard permettant une adhésion de 50 MPa(1; Annexe 1)</p>

- d) **Fonctionnel** : Le biomimétisme en dentisterie ne s'intéresse pas qu'aux restaurations unitaires. Il a pour objectif principal de réhabiliter le patient dans sa globalité et non pas de restaurer un ensemble de dents structurellement compromises. Parmi les auteurs qui se sont intéressés au concept de réhabilitation occlusale, on retrouve Marcel Le Gall et Jean Francois Lauret qui ont amélioré le concept de Gnathologie, apparu dans les années 1950.

II- L'adhésion : principes et conséquences

Dès les débuts de la dentisterie adhésive, il a fallu faire face à certaines difficultés. La faible adhésion des adhésifs de première génération, puis celle des adhésifs de seconde génération, plafonnant à 5-6 MPa a représenté un réel challenge pour les chercheurs(1). En 1982, Nakabayashi et Pashley ont expliqué qu'au-delà de l'interaction chimique entre les monomères et la dentine, c'est une micro-rétention mécanique entre les fibres de collagène et la résine qui permettait d'obtenir une bonne adhésion. C'est alors que le concept de couche hybride aussi appelée couche d'inter-diffusion, était né(2, Annexe 2).

Cependant, d'autres auteurs se sont ensuite intéressés aux conséquences de la polymérisation des composites, notamment l'impact de leur rétraction sur cette couche hybride (14–16). En effet, celle-ci serait délétère, mais serait également inhérente aux résines composites elles-mêmes, dont la prise induit une rétraction.

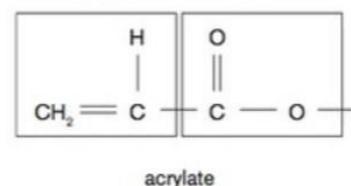
A- Les composites : principe de la polymérisation :

a) Principe de la polymérisation des composites :

La polymérisation consiste en un regroupement de monomères initialement espacés afin de former des polymères.

Cette polymérisation des résines se produit selon la séquence ci-dessous :

- Avant le déclenchement de la polymérisation, les monomères sont porteurs de groupes actifs (en général, des groupements acrylates $\text{CH}_2=\text{CHCOO}^-$) et ils ont des liaisons doubles à leurs extrémités.



- A la polymérisation, les initiateurs libèrent des radicaux libres, qui attaquent alors les extrémités doubles des monomères.

- Les monomères se lient entre eux, les liaisons doublent devenant alors des liaisons simples, occupant moins d'espace.

- Ce phénomène de polymérisation et de passage de liaisons doubles à des liaisons simples entraîne une diminution de l'espace occupé par le matériau (les monomères se rapprochant) et donc une contraction de prise

→ **Différentes phases de la polymérisation d'une résine composite**

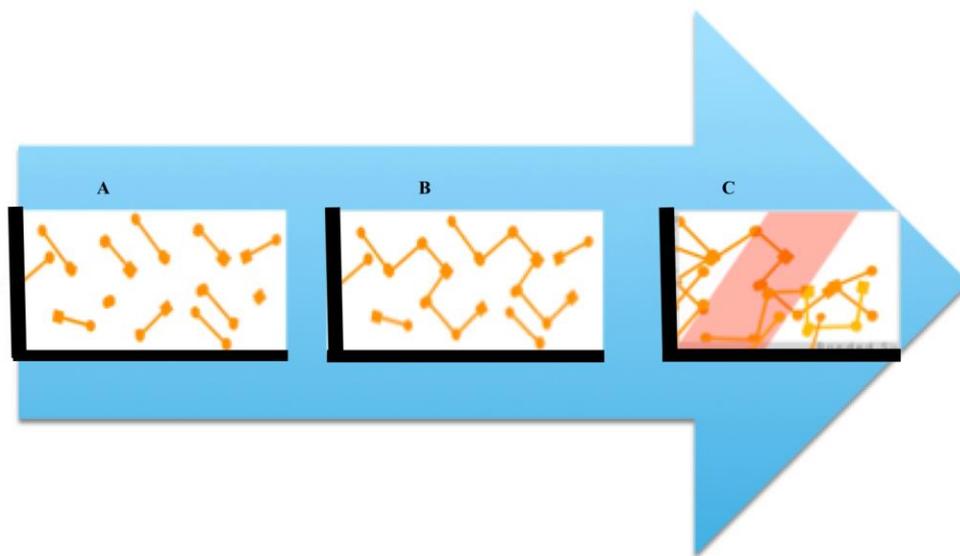


Figure 1 : Schéma représentant le phénomène de polymérisation.

En jaune, on a les monomères (représentés par des ronds et des carrés).

- Les traits noirs sont le substrat dentaire collé.

- A) Monomères à l'état initial.

- B) Monomères en phase pré-gel. les polymères formés peuvent encore se déplacer, les interactions entre les différents polymères étant encore faibles.

- C) Phase Gel, Durant laquelle les polymères interagissent entre eux, réduisant leur capacité à se déplacer. On constate l'apparition d'une zone de stress (représentée par une diagonale rouge). Cette zone de stress est due aux différents sens de mouvement des polymères, les surfaces de collage étant multiples (ici, 2).

Tableau 2 : différentes phases de polymérisation d'une résine composite (14,15,17,19–25)

Phase pré-gel	Phase Gel	Phase Post-gel	Dark Phase polymérisation	Expansion hygroscopique
<p>Le matériau n'est pas encore rigide, son élasticité permet encore d'absorber sa contraction de prise : les monomères et oligomères peuvent encore se déplacer et se réorganiser. Ce mouvement de monomères est appelé le Flow</p>	<p>Point à partir duquel le matériau devient rigide, les monomères et oligomères ne pouvant plus se réorganiser suffisamment pour absorber la contraction de prise du matériau.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Les monomères ne pouvant plus se contracter, la contraction du matériau se fait au détriment des tissus adjacents (zone adhésive, dent), ou au détriment du matériau lui-même (création de porosités dans le matériau) - Le module d'élasticité du matériau joue alors un rôle dans le stress engendré lors de cette phase car plus il est élevé, moins le matériau absorbera ce stress, et plus il sera transmis aux tissus adjacents (17,18) 	<p>Bien que la photopolymérisation se soit arrêtée, des radicaux libres continuent de se former. Le matériau poursuit ainsi sa prise et, donc sa contraction.</p>	<p>Une fois le matériau exposé aux fluides de la cavité buccale, de ce fait, il absorbe de l'eau. Ainsi entre 24h et 7 jours, après sa mise en place, l'expansion hygroscopique du matériau peut atteindre la valeur de sa contraction (19)</p>

b) Les conséquences de cette contraction :

A l'heure actuelle, il n'existe pas de preuve in vivo que les tensions liées à la rétraction dans le composite nuisent à la restauration. Toutefois, les nombreuses études in vitro, ainsi que la compréhension du mécanisme de polymérisation suggèrent que cette contraction de prise est un mécanisme impactant la qualité et la longévité de nos restaurations (21,26–28).

Cette contraction peut ainsi avoir de nombreuses conséquences :

→ Sur les tissus dentaires:

La contraction des résines composites peut avoir comme conséquences :

i) Sur les tissus durs de la dent :

- apparition de microfissures au sein de la dent (notamment si les parois sont fines) d'où l'importance d'une analyse structurelle et biomécanique complète avant d'entreprendre une restauration composite. Cette analyse doit prendre en compte la résistance des tissus dentaires résiduelle et leur épaisseur (29,30).
- Mouvements des cuspidés et des parois restantes. (31) Ces mouvements pourraient expliquer l'apparition de fêlures à la base des cuspidés, constatées en clinique.

ii) Sur la pulpe

- La dentine profonde dite juxta pulpaire est composée en majorité de dentine péri-tubulaire. Elle est pauvre en dentine inter-tubulaire (pourtant essentielle au collage), ce qui explique les faibles forces de collage atteinte sur ce substrat- En conséquence, le stress de contraction développé par la restauration va entraîner un décollement de la couche hybride en regard de la paroi la moins bien collée, en l'occurrence, au fond de la cavité. Ce décollement risque alors d'entraîner l'apparition de sensibilités pulpaires post opératoires (29,32–34).
- -Par ailleurs, une contraction du composite peut entraîner un décollement en périphérie, ce qui augmente la micro infiltration du joint périphérique et donc le risque de carie. Cette carie peut ensuite provoquer une inflammation du tissu pulpaire, pouvant conduire jusqu'à une nécrose pulpaire (9,35–38).

→ **Sur le matériau en lui-même :**

Cet élément est peu développé dans la littérature. Cependant, on peut parfois constater la présence de porosités dans le matériau, conséquence du stress de contraction (39). Cela permettrait donc de réduire le stress mais amoindrirait les propriétés mécaniques de la restauration.

c) Sur l'interface dent/matériau :

Des travaux menés sur l'orientation de la contraction ont conclu que les composites ne se rétractaient pas vers la lumière et, qu'au contraire, c'est la qualité de la couche hybride qui conditionnait la direction de la contraction (5,12,40–44).

La notion de « hiérarchie de collage » permet de prévoir la direction de la contraction des couches de composite, ainsi que la quantité de stress que devra subir la couche adhésive. Pendant et après sa polymérisation, le composite se rétracte vers les parois les plus minéralisées et les plus sèches, et s'éloigne des zones les moins bien collées (qui sont les moins minéralisées et les plus humides/organiques).

Les substrats présents après préparation de la cavité sont multiples, et n'ont pas tous la même capacité de collage. Leur composition, leur degré d'humidité aussi, ainsi que leur structure histologique diffèrent fortement.

L'émail, d'abord, est un tissu dur fortement minéralisé, et sec. La polymérisation des monomères s'y fait donc rapidement, atteignant une force adhésive d'environ 30 MPa (9,40,45,46).

A l'opposé, la dentine est humide et flexible, ce qui complique l'encapsulation des fibres de collagène par les monomères/polymères de résine. Elle requière donc 2 fois plus de temps que l'émail pour atteindre une valeur adhésive stable, mais une fois atteinte, cette valeur est 2 fois plus élevée que celle de l'émail (entre 50 et 60 MPa) (40,47,48).

En ce qui concerne les dentines affectées et infectées, leurs valeurs adhésives demeurent assez faibles, car elles sont humides et dégradées par le métabolisme bactérien. Elles atteignent donc une valeur d'adhésion, respectivement, de 30 et 15 MPa (41,42,49,50).

Email	Dentine	Dentine 1/3 Moyen	Dentine profonde	Dentine affectée	Dentine infectée
25 MPa 15 MPa	50-60 MPa	40-50 MPa	30-40 MPa	20-30 MPa	20-30 MPa

Figure 2 : Classement des substrats du plus minéralisé et sec, au moins minéralisé et humide : et donc du plus rapidement collé au moins rapidement collé (14, 15, 16, 17, 18).

Cette multiplicité de substrats a pour conséquence une rétraction anisotrope de la résine composite. Cette dernière se rétractera souvent en se décollant de la paroi la moins bien collée, à savoir le fond de la cavité (34,51,52). En effet, dans le cas d'une mise en place précoce du composite, ce dernier sollicite fortement la couche hybride avant qu'elle n'ait eu le temps d'atteindre sa valeur maximale (maturation) et entraîne donc son arrachement(34). On suppose qu'il faudrait que la couche hybride ait une force comprise entre 15 et 20 MPa pour résister à la force de contraction du composite (15).

Il faudrait ainsi, pour lutter contre cette hiérarchie de collage, créer une couche hybride optimale. Ceci passe principalement par une bonne infiltration du réseau de collagène par les monomères, une polymérisation suffisante et une technique de restauration adaptée à la forme de la cavité.

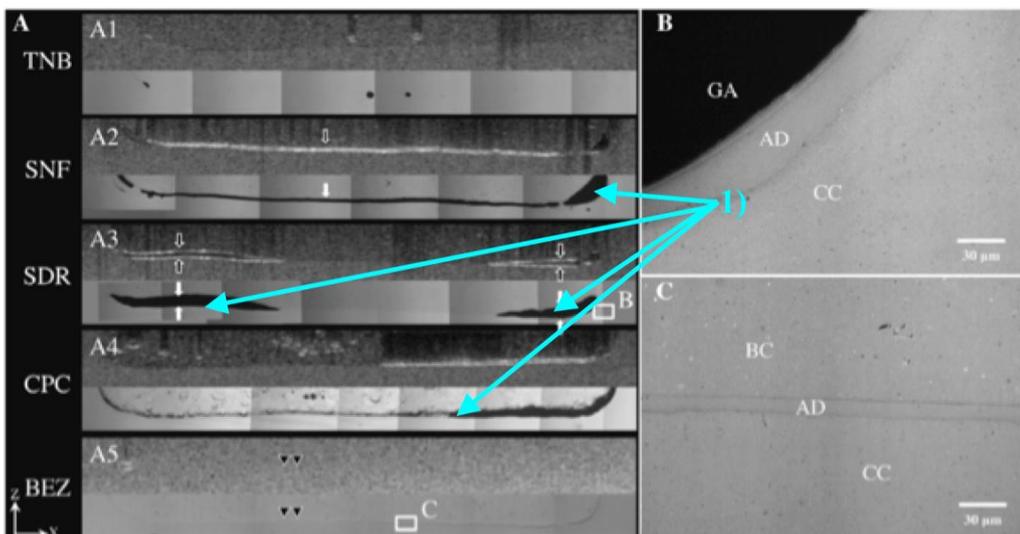


Figure 3 : Illustration du décollement de la couche hybride par OCT (figure A) et Microscope Electronique à balayage à un grossissement de 1250x (figures B et C)(34)

GA : gap (espace). AD : couche adhésive
BC : Composite bulk-fill, CC :

résine composite.

Cette figure illustre le phénomène de décollement de la couche hybride observé pour différentes résines composites, dont le composite SDR, le Bulk EZ, etc. Les flèches 1) sont des zones d'où les résines se sont décollées. On observe que seul le Bulk ZE, un composite auto-photopolymérisable bulk fill, ne présente pas de décollement à l'interface avec la dentine.

Ce décollement peut aussi survenir sur la périphérie de la cavité si la dentine n'est pas correctement curetée ou, si la zone de scellement périphérique n'est pas bien préparée (12). On observera alors l'apparition de lacunes marginales, des microfissures dans le matériau de restauration, de décolorations marginales, ou encore de fractures dentaires (21,27,28).

On distingue alors 3 cas de figure principaux : (44)

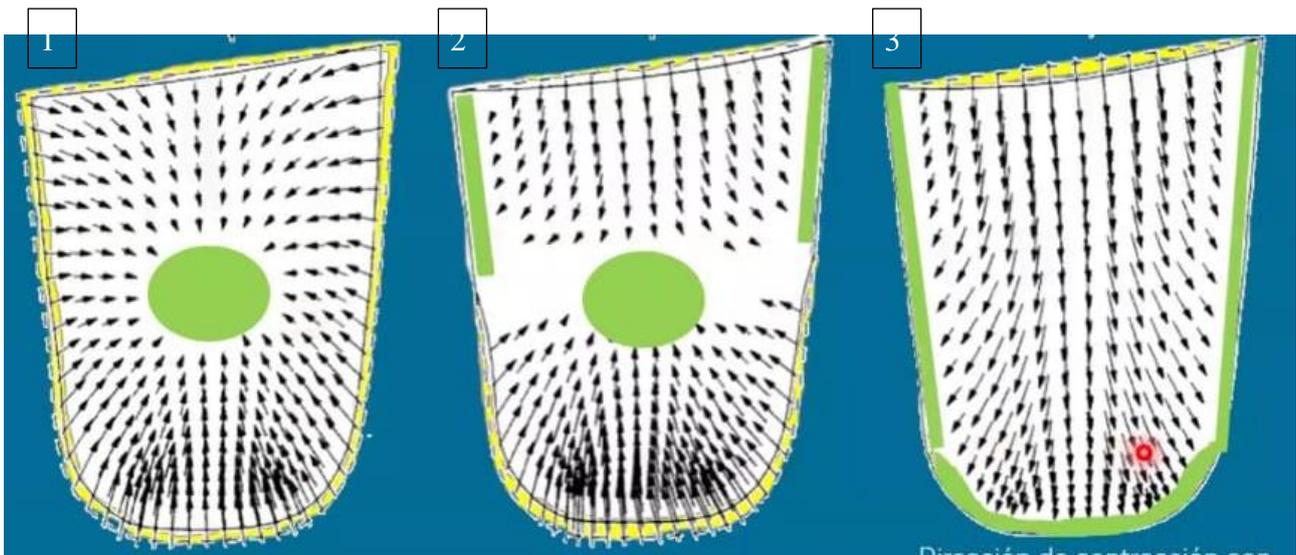


Figure 4 : Illustration des différents cas de figure observés lors de la rétraction de prise d'une résine composite au sein d'une cavité (44)

1) Situation n°1 : Une restauration placée en un seul incrément, avec une adhésion moyenne (voire très basse).

La contraction du composite surpasse les valeurs adhésives de la couche hybride entraînant alors son décollement. Dans ce cas, la contraction se fait alors vers le centre de la restauration.

2) Situation n°2 : Une restauration placée avec une forte adhésion à l'émail, et une adhésion moyenne à la dentine.

Dans ce cas, la contraction se produit vers le centre de la cavité au niveau de la dentine, et vers l'émail en haut de la cavité. On assiste là encore à un décollement en regard du fond de la cavité (arrachement de la couche hybride).

- 3) Situation n°3: Si l'adhésion à la cavité est convenable sur toutes les parois, la contraction du composite se fait non pas vers le centre, mais vers les parois, la force adhésion surpassant la force de contraction. On a alors une restauration correctement collée.

L'objectif de la dentisterie biomimétique et des protocoles qu'elle met en avant est donc de maximiser les forces de collage sur tous les substrats de façon à pouvoir neutraliser cette hiérarchie de collage. Ainsi, une fois que la couche hybride est devenue mature, le stress de rétraction ne pourra s'exercer que sur les zones à bas potentiel adhésif et n'occasionnera peu ou voire pas de dégâts(9,10,52,53).

c) Facteurs clés qui jouent sur cette contraction



Figure 5 : Schéma représentant la compétition entre la force d'adhésion de la couche hybride, et la force exercée par le composite lors de sa rétraction

Pour éviter que la restauration en résine composite ne soit délétère pour la dent, il faut considérer les incréments de composite selon le volume de résine utilisé, et la configuration de la cavité dans laquelle ils seront placés. Cette configuration cavitaire, aussi appelé **Facteur C**, est conditionnée par la préparation de la cavité par l'opérateur.

- i) Facteur C :

Ce facteur a initialement été décrit dans les années 1980 par Davidson, Feilzer, et De Gee.

Il s'agit d'un rapport entre la surface des parois collées rapportée à celle des parois non collées.

Plus ce facteur est élevé, moins le composite a de surface pour se contracter physiquement et, plus il exercera une contrainte sur les parois, et donc, sur la couche adhésive.

Ainsi, si le composite n'est collé qu'à une seule surface, toute la masse de composite ne se rétracte que vers cette surface, le stress s'y appliquant étant faible. Toutefois, sur des cavités complexes (avec plusieurs parois collées), la contraction de la masse se fait vers le centre de la masse, tirant alors sur toutes ces parois, et stressant la couche hybride sur ces zones (15,18,22).

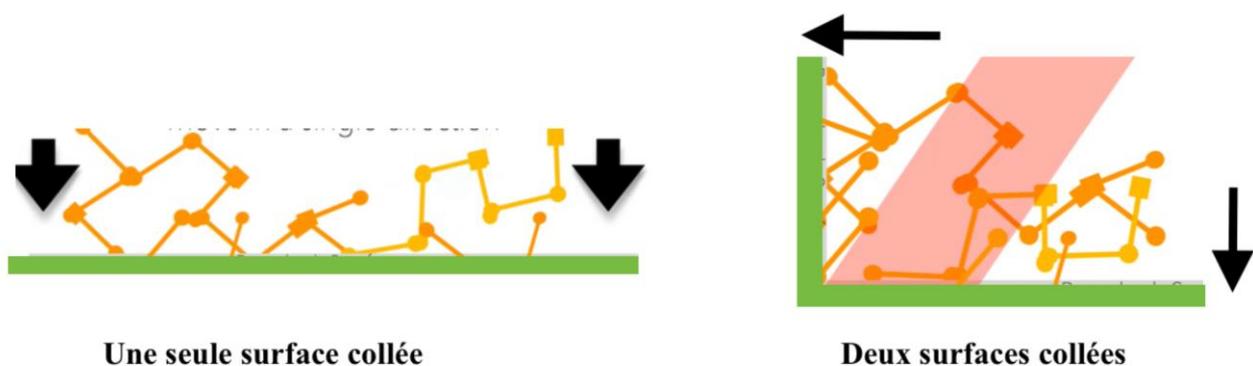


Figure 6 : Illustration modifiée issue d'une conférence de David Alleman lors du CIOR Les zones vertes représentent les surfaces de dentines collées. Dans la configuration de gauche, la contraction ne se fait que vers le bas. Dans la situation de droite, le composite est tiré par 2 surfaces différentes, entraînant ainsi l'apparition d'une zone de tension en son milieu, représentée ici par la diagonale en rouge.

B

Pour résoudre ce problème, différents moyens sont possibles :

- le renforcement de la couche hybride pour en augmenter les valeurs d'adhésion (1,29,54,55)
- la protection de la couche hybride en créant une fragilité dans le composite pour que cette zone de fragilité absorbe le stress de contraction s'il est trop élevé (52).

ii) Volume de la restauration, aussi appelé facteur V par P.Magne :

Ce facteur, correspondant au volume de la restauration, n'a pas été décrit en ce terme dans la littérature. Il est toutefois primordial de le prendre en compte lors de la réalisation d'une restauration en composite (55).

Plus ce volume est élevé, plus la quantité de composite qui se rétracte est grande et, donc plus la force de contraction est grande.

Les facteurs C et V sont à considérer comme les facteurs-clés de du phénomène décontraction. Ainsi, un petit « facteur V » dans une grande cavité à « haut facteur C » n'a pas beaucoup d'impact (56). Et réciproquement, une grande quantité de composite sur une cavité plane n'a pas beaucoup de conséquences sur la surface collée.

III- Comment réduire le stress de polymérisation

Il existe 2 types de qualités pour une restauration. La qualité perçue ou esthétique et la qualité cachée de la restauration déterminée par sa réalisation même (la préparation cavitaire, l'application du système adhésif, le choix des matériaux utilisés, l'adaptation interne, la gestion de la contraction de prise, etc...) (29,57).

L'un des facteurs agissant sur cette qualité cachée est la gestion, par l'opérateur, de la contraction de prise du matériau (15,28). Les mécanismes de cette contraction, précédemment développés, sont inhérents à la nature même de la polymérisation des résines (15,28). Toutefois, de nombreuses solutions ont été proposées pour y remédier.

A- Méthodes ne relevant pas de la biomimétique

a) Propriétés du composite

Il s'agit de réduire ce stress en jouant sur les différentes propriétés des résines composites.

Parmi les modifications proposées, on retrouve :

- L'utilisation de composites de faible module d'élasticité, ce qui permettrait d'absorber le stress de contraction) (8,58)

- La modification de la matrice résineuse, en utilisant une matrice à base de siloranes. Les monomères résineux de ces composites siloranes ont une forme d'anneau.

Lors de la polymérisation, les anneaux s'ouvrent et forment une structure linéaire entre eux. Le passage d'une forme d'anneau à une chaîne linéaire n'entraînerait qu'une faible contraction volumétrique. Cette modification n'a cependant pas montré d'amélioration clinique significative comparée aux résines usuelles (59–61)

- L'ajout de modulateur de polymérisation (exemple : composites « Bulk Fill »). Ces modulateurs empêcheraient les différentes chaînes de polymères d'interagir entre elles, les empêchant ainsi de se rapprocher les unes des autres et réduisant par conséquent la contraction des composites (62,63)

- La modification de la proportion de charges au sein de la matrice. Plus il y a de charges, moins il y a de matrice résineuse pouvant se contracter réduisant plus généralement la contraction de la restauration (64–66)

b) Technique de polymérisation

La technique de polymérisation est un facteur qui a été sérieusement envisagé par de nombreux auteurs (50,67,68). L'utilisation de composites à polymérisation chimique uniquement a été proposée afin de retarder l'apparition de ces stress de contraction, laissant ainsi à la couche hybride le temps nécessaire pour mûrir correctement. Toutefois, leurs propriétés mécaniques réduites ainsi que leur manipulation compliquée a rendu leur utilisation difficilement envisageable (67).

c) « Slow Start Curing », une technique toujours controversée

Le « Slow Start Curing » est une technique qui peut être utilisée de plusieurs façons :

- en utilisant un mode « Intensité progressive » sur les lampes à photopolymériser
- ou en activant la lampe à photopolymériser à distance de la dent, puis en la rapprochant progressivement.

Cette technique permettrait théoriquement de retarder le « Gel Point » du composite lui permettant d'absorber son stress de contraction le plus longtemps possible.

En effet, le « Gel Point » est le point à partir duquel le module d'élasticité du composite est trop élevé pour pouvoir permettre une déformation légère du matériau qui lui permettrait de dissiper le stress de contraction. A partir du « Gel Point », le composite est rigide et non déformable. Il exerce dès lors un stress sur les structures environnantes (25,44,69–72).

Cependant, il existe un risque de réduction de la biocompatibilité du matériau car, en polymérisant lentement, les couches les plus superficielles deviennent opaques, empêchent la transmission de la lumière aux couches profondes. Le faible degré de conversion ainsi obtenu entraîne un relargage de monomères plus important (58,69,70,73,74). Les propriétés mécaniques du matériau à l'issue du « Slow Start Curing » demeurent néanmoins cliniquement acceptables (75).

Bien que cette méthode soit débattue, il est communément accepté qu'une polymérisation rapide à haute intensité (l'intensité idéale de polymérisation est entre 800 et 1200 mW/cm²) est extrêmement délétère pour le composite, ainsi que pour la couche adhésive en la sollicitant rapidement et très intensément(72, 29, 30).

Le *Slow Start Curing* représente donc un bon compromis afin d'obtenir des propriétés mécaniques optimales tout en limitant la survenue du stress engendré par la rétraction du matériau(75,76).

d) Application d'un CVI MAR en fond de cavité :

L'utilisation de fonds de cavité à base de CVI Mar a été proposée pour éviter le décollement de la couche hybride en regard du plafond pulpaire, et donc la survenue de sensibilités post-opératoires. Toutefois, les CVI Mar en fond de cavité ne semble pas prévenir l'apparition de sensibilités post opératoires (77,78). Une étude a même montré l'impact négatif de l'utilisation des CVI en technique sandwich sur la longévité des restaurations au composite (79).

B- Méthodes relevant de la biomimétique :

a) Augmenter la force d'adhésion :

Une des méthodes permettant d'éviter un décollement de la couche hybride à cause de la rétraction de prise des composites est d'augmenter sa force adhésive. Cette augmentation de la résistance de la couche hybride passe par une meilleure infiltration du réseau collagénique de la dentine d'une part (dans le cas des adhésifs de 4^e génération), puis par une interaction de monomères fonctionnels avec les cristaux restants d'autre part (2,80).

Ces monomères peuvent être de type GPDM pour l'adhésif de 4^e Génération (Optibond FL® Kerr), ou le 10-MDP pour les adhésifs de 6^e génération (Clearfil SE BOND® et Clearfil SE PROTECT®, Kuraray) (1). Les adhésifs cités précédemment sont ceux dont les valeurs d'adhésion sont les plus fortes et les plus durables, aussi bien cliniquement qu'in vitro (1,54,81,82).

1) Utilisation de systèmes adhésifs dit « Gold Standard »

Les adhésifs dits « Gold Standard » (Optibond FL, Clearfil SE Protect, Clearfil SE Bond), pour être efficaces, doivent être utilisés dans des conditions bien particulières pour atteindre les valeurs mécaniques proches de celle de la jonction amélo-dentinaire (voir Annexe 1). L'utilisation de la digue est donc indispensable, si le collage intervient sur de la dentine (29).

Le choix des adhésifs est très important. Il faut éviter les adhésifs simplifiés trop hydrophiles, car leur dégradation se fait plus rapidement (1,54,81,83). De plus, leur épaisseur est trop faible pour résister à la couche d'inhibition engendrée par la présence de l'oxygène, ce qui réduit leur degré de polymérisation et, donc leur résistance aux différentes contraintes (le stress de rétraction du composite ou encore les contraintes occlusales).

Il faut aussi veiller au respect du protocole adhésif en s'assurant :

- du bon conditionnement de la dentine (1,29,57,84) à l'aide d'un sablage pour SAM et fraise boule gros grain pour MR
- de la bonne infiltration du primer (1,29,57,84) en frottant activement la surface dentaire pendant plusieurs dizaines de secondes ; de polymériser correctement l'adhésif (45) en respectant des consignes délivrées par le fabricant.
- d'avoir une épaisseur d'adhésif adéquate : Si celle-ci s'avère trop fine (en particulier pour les adhésifs universels et les adhésifs de 6^e génération), l'ajout d'une couche de composite Flow peut être intéressante afin de le compléter sa polymérisation (85,86). En effet, une fine épaisseur d'adhésif entraîne :
- Une moins bonne absorption des contraintes mécaniques (87,88)

Une polymérisation insuffisante à cause de la couche d'inhibition. Si la couche adhésive a une épaisseur de 10 microns, et que la couche d'inhibition fait 30 microns, on comprend aisément que la polymérisation de la couche hybride sera très faible (86).

2) *Decoupling with time (DWT) : (9,10,53,89–91)*

Le « *Decoupling with Time* » est une technique consistant à laisser le temps à la couche hybride de mûrir, et permettant ainsi à tous les substrats d'atteindre leurs valeurs d'adhésion maximales. L'obtention de valeurs d'adhésion élevées permet alors de résister correctement au retrait de contraction du composite.

Concrètement, il s'agit de réaliser le protocole adhésif en rajoutant une fine couche de composite flow, en particulier pour les adhésifs non ou faiblement chargés, afin de parfaire la polymérisation de la couche hybride(86). Une fois, le protocole adhésif réalisé, on ne stimule plus la couche hybride pendant une durée d'au moins 5 minutes (15,22,24,92). Pendant ce temps, on peut monter la paroi proximale, ou même soigner une autre dent. Une fois ce délai passé, on peut alors réaliser la restauration en ayant recours aux techniques décrites ci-après.

Ce *Decoupling with Time*, bien que théorisé depuis longtemps, ne se retrouve en ces termes dans la littérature que depuis peu (9,10). Une notion proche, prouvée in vivo ainsi qu'in vitro, est l'IDS.

Cette IDS (*Immediate Dentin Sealing*, ou scellement dentinaire immédiat) consiste en un scellement de la dentine immédiatement après la préparation cavitaire. La dentine fraîchement préparée est ainsi directement scellée, ce qui permet d'atteindre des valeurs d'adhésion élevées, comparée à la dentine contaminée (89). Elle permet aussi d'éviter la survenue de sensibilités pendant la phase de temporisation, et de laisser à la couche hybride le temps de murir (45,89,93).

Dans le cas de ces 2 techniques (IDS et DWT), l'objectif principal est de sceller la dentine et de laisser à la couche hybride le temps de mûrir avant de la solliciter. Pour le *Decoupling with time*, la couche est sollicitée par une restauration directe, tandis que dans le cas de l'IDS, la sollicitation est le résultat de la contraction du composite de collage.

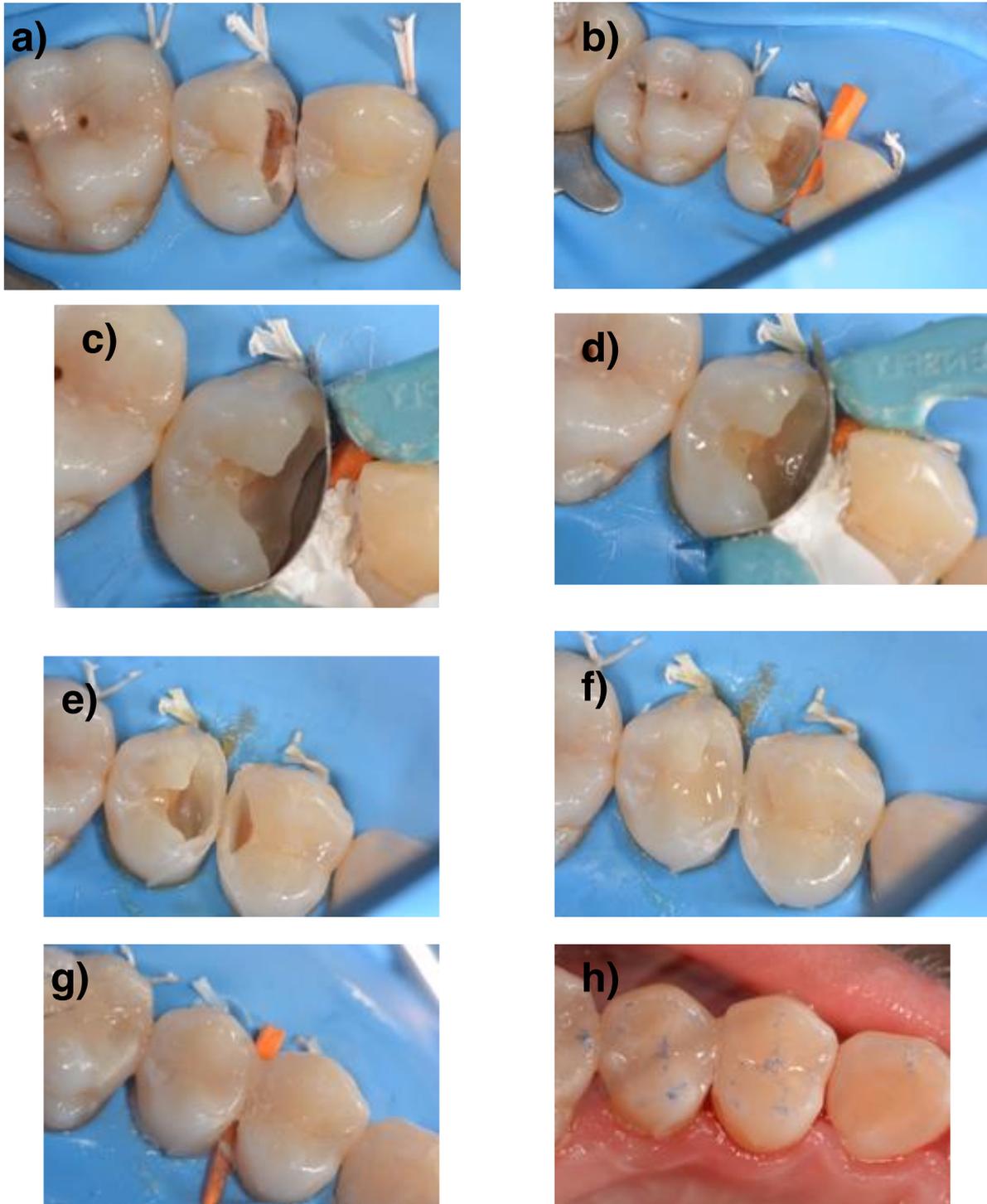


Figure 7 - Cas illustrant le Decoupling with time. (a) Il s'agit d'une 25 en pulpit réversible à cause d'une carie ICDAS 6 atteignant le tiers itérne de la dentine, et d'une 24 en pulpit réversible à cause d'une carie ICDAS 5. B) Après curettage, un sablage est réalisé afin de nettoyer la cavité. C) L'ajustage de la matrice est vérifié. d) Le protocole adhesive est réalisée à l'Optibond FL avec une attention particulière lors de l'application du primer, afin de bien imprégner les fibres de collagène exposées lors du mordantage. La paroi proximale est ensuite montée. E) Afin de laisser à la couche hybride le temps de murir, le protocole adhesive est réalisé sur la 24, et la paroi distale de cette meme dent reconstruite. Cette étape a permis d'avoir une plus forte adhesion de la couche hybride sur la 25, réduisant ainsi le risqué de décollement en regard de la pulpe, et donc le risqué de survenue de sensibilités post-opératoires. F) Remplacement dentinaire par EverX Flow, par incréments successifs (4 ici). G) Photographie en pos opératoire immédiate. Une sculpture primaire des cuspidés est réalisée, afin de rétablir une occlusion fonctionnelle. H) Photographie en post-op immédiate, avant réglage de l'occlusion. On constate que peu de corrections sont nécessaires, la sculpture sommaire permettant de retrouver une occlusion déjà cliniquement acceptable. Au contrôle à 4 semaines post-opératoires, la patiente ne rapporte aucune sensibilité, et les pulpes sont vitales.

b) Protection de la couche hybride

Une fois que la couche hybride a été réalisée, il faut veiller à la protéger de tout stress qui pourrait lui être délétère. Pour cela, de nombreuses techniques existent et sont à la disposition des cliniciens

1) Technique incrémentale (Facteur V) :

Bien qu'il y ait des différences *in vitro*, aucune technique n'a montré sa supériorité en conditions expérimentales *in vivo*. Toutefois, une technique d'ajout de matériau graduelle est la règle pour empêcher la présence de lacunes et le décollement sous l'effet du stress de polymérisation (21,28,38).

La technique incrémentale permet d'avoir une faible micro-infiltration pour les composites de classe II avec des limites sur la dentine, l'adhésion étant plus forte(38,94).

La technique horizontale est la technique de choix, afin de ne coller que sur un seul substrat. Les techniques obliques collant sur plusieurs substrats (fond de la cavité et parois axiales) augmentent le risque de décollement de la couche hybride ou à défaut, de baisse drastique de la force de collage au fond de la cavité (55).

Les incréments horizontaux, mieux polymérisés, ont un degré de conversion plus élevé, et présentent donc une meilleure résistance mécanique. Des incréments d'1mm de matériau composite assurent une très bonne adhésion aux tissus dentaires et un bon degré de conversion(4,31,95).

Toutefois, étant donné que le degré de conversion est meilleur, la force adhésive à la dentine augmente, donnant ainsi une meilleure transmission des forces vers la dent. Si le volume total de composite est élevé, on constate alors un stress élevé sur les parois de la dent. En effet, plus l'adhésion du composite est meilleure, plus les forces sont transmises à la dent et donc, plus le mouvement des parois est grand. Il faut alors gérer ce stress élevé pour éviter d'avoir des fissures ou des fêlures sur la dent (31).

Il est donc important de noter que la technique incrémentale ne vise pas seulement à réduire le stress, mais également à le gérer. Comme vu précédemment, le stress peut engendrer un décollement de la couche adhésive, ce qui n'est pas souhaitable. La technique incrémentale permet donc principalement de maximiser l'efficacité de notre collage (31,55).

2) Préparation et forme de la cavité (Facteur C)

La préparation cavitaire est un facteur non négligeable participant au succès de la restauration. Cette préparation peut permettre de réduire, ou au contraire d'aggraver les conséquences du stress de rétraction en modulant le facteur C.

Biseauter l'émail permet de coller perpendiculairement aux prismes d'émail, augmentant ainsi la force de collage, en exposant plus de substance inter-prismatique, qui se dissout plus vite sous l'action de l'acide orthophosphorique, exposant donc une surface plus rugueuse. (2,46,96). Il faut toutefois prendre garde à ce que ce biseau reste léger, car il faut tout de même que le composite garde une épaisseur suffisante. Les composites nanohybrides, aujourd'hui très répandus, tolèrent mal les faibles épaisseurs (29,57). Ce biseau permet aussi de polir l'émail et donc de retirer les prismes non soutenus qui pourraient casser lors de la polymérisation du composite (10,29,57,97-99).

3) Couche non collée au sein même du composite

Cette méthode, anciennement utilisée par T. Fusuyama, consiste à mettre au sein de la restauration en composite, une couche intermédiaire non collée dans le but de réduire les sensibilités post opératoires (50,67). Toutefois, cette technique reste anecdotique, car peu utilisée du fait du nombre élevé d'échecs relatifs (perte de la partie supérieure de la restauration, fracture de la restauration (9,50,67)). L'utilisation de cette technique a néanmoins été utile pour réduire les sensibilités post opératoires dans les cavités profondes proximales (100).

Cette méthode n'a plus de réel intérêt aujourd'hui, du fait de la présence d'autres techniques, citées dans ce chapitre, plus efficaces et présentant moins d'échecs.

4) Resin Coating :

Le « *Resin coating* » consiste en l'ajout d'une couche de faible module d'élasticité qui va :

- Répartir le stress exercé par la rétraction du composite sur toute la surface de dentine, plutôt que d'avoir un stress de contraction localisé en un point de la couche hybride. Cela permet donc une baisse de la micro-infiltration aux limites du composites et donc une meilleure intégrité marginale (36,101,102).

- Absorber le stress de contraction en se déformant très légèrement. Cet aspect est encore plus vrai pour les adhésifs de faible épaisseur. Cependant, le « *Resin Coating* » n'a pas montré d'intérêt avec les adhésifs de 4^e Génération (9,10,55,85,103,104). C'est le concept du « Elastic Wall » (88,102,105,106). Ce concept du « mur élastique » suggère une aptitude de la couche de composite flow à se déformer pour absorber tout ou partie de la contrainte de polymérisation du composite.

Les composites flow ayant une contraction de prise supérieure à celle des composites condensables, leur épaisseur doit être de 0,5 à 1mm au maximum. L'ajout de cette couche de composite permet donc de pallier à la couche d'inhibition (pouvant atteindre 20 à 50 microns) selon les situations, et d'avoir une polymérisation parfaite de la couche hybride (9,10,86).

Pour les adhésifs fins (de 5, 6, 7 et 8^e génération)(1), dont l'épaisseur est inférieure à celle de l'épaisseur de la couche d'inhibition, l'ajout d'une fine couche de flow par-dessus permet de les protéger de l'oxygène, et donc de compléter leur polymérisation (85,86).

5) Ajout d'une couche séparatrice entre la couche hybride et le composite sus jacent : Les fibres de polyéthylène

L'utilisation d'une technique incrémentale par petits apports permet d'obtenir une polymérisation correcte donc et une adhésion adéquate, mais reste délétère à cause du stress qu'elle exerce sur la dent.

Pour les parties profondes de la cavité, l'adhésion risque de ne pas atteindre la valeur seuil pour résister à la rétraction de prise du composite, ce qui est susceptible d'entraîner des sensibilités post opératoires (34,107,108).

Pour pallier à ces problèmes, une couche de fibres de polyéthylène peut être placée au fond de la cavité pour servir de « protection » à la couche hybride. En effet, ces fibres ne collant pas bien au composite, si le stress est trop fort, le composite se décolle des fibres par endroit, permettant ainsi d'avoir une couche hybride intacte. Ces fibres vont donc agir

comme une interface qui dissipe le stress mécanique, et règle le problème de la hiérarchie de collage (9,37,52,100,102,109–112).

Par ailleurs, ces fibres de polyéthylène agissent comme la jonction amélo-dentinaire, et permettent de rediriger les fêlures/fractures au sein de la restauration, protégeant ainsi la dent de fractures catastrophiques non réparables.

Parmi les fibres les plus étudiées dans la littérature, on retrouve les fibres de Ribbond® (37,52,102,109,111).

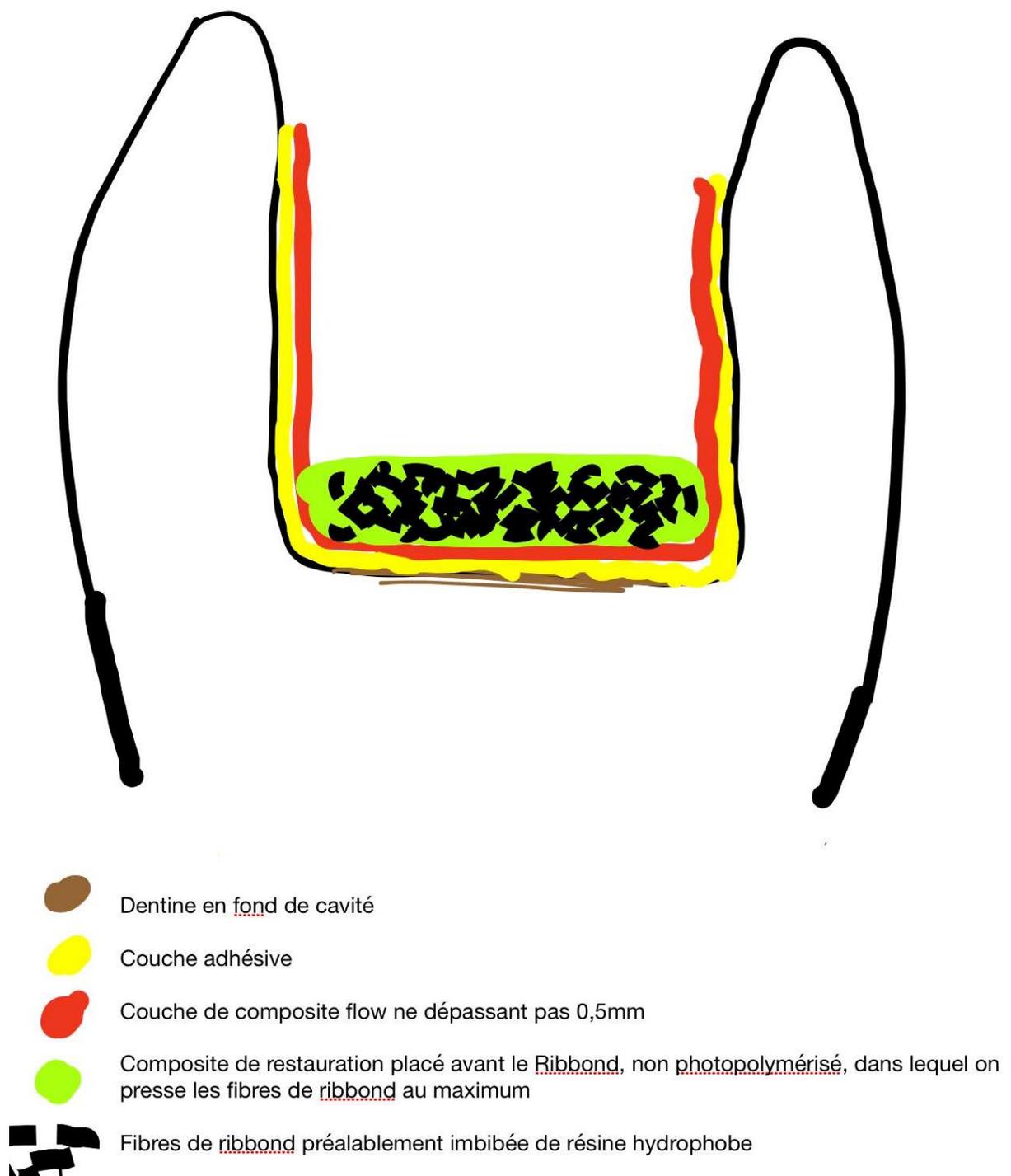


Figure 8 : Schéma illustrant l'utilisation des fibres de polyéthylène RIBBOND lors de la restauration d'une cavité



Figure 9 - Cas clinique illustrant l'utilisation des fibres de Ribbond. Patiente de 47 ans venue consulter pour une fracture de la couronne sur la 25. Pas de parafonction notable, et la patiente insiste pour reconstruire cette racine. Une approche no post no crown a été choisie ici afin de pouvoir reconstruire la dent en cas d'échec, et de réduire au maximum le risque de fracture verticale catastrophique de la racine. a) Situation pré opératoire. b) Isolation de la racine sous digue. c) Utilisation du détecteur de Carie (Carie Detector, Kuraray) afin de ne coller que sur un substrat totalement propre, et propice à un collage optimal. d) Retraitement canalair, et photo après curetage total. On note la présence d'émail résiduel, améliorant le pronostic de notre restauration. e) Sablage de la dentine. f) Mise en place d'une barrière de CVI aux entrées canalaires, afin de protéger la gutta du Primer du système adhésif Optibond FL, gutta percha dont la dissolution risquerait de polluer la dentine. g) Application du système adhésif et polymérisation à l'aide du système Endo Guide. h) Mise en place du Ribbond sur les parois de la cavité. Ce ribbond permet de garder une adhésion maximale avec la dent, et réduit le stress de contraction qui s'exercerait sur cette paroi par le composite utilisé pour le comblement de la chambre pulpaire. i) Utilisation de l'EverX pour combler la chambre pulpaire, puis recouvrement de l'EverX par du composite Flow (GC Unniversal Flow). j) PHoto post opératoire. On constate un léger effet ferrule... La préparation n'a pas été abaissée afin de conserver la fine pellicule d'émail. Une couronne en disilicate de lithium (emax) a été collée 5 jours après au composite réchauffé.

c) Réduire le stress de polymérisation

1) Utilisation d'un substitut dentinaire

→ Les Ciments Verre Ionomères (CVI)

Les ciments verre ionomères sont issus d'une réaction de prise acido-basique. C'est un matériau poreux, qui ne se rétracte pas (ou très peu). Avec l'amalgame, c'est le seul vrai matériau qui puisse prendre correctement, et similairement en tous point (Bulk fill) (113).

L'adhésion des CVI aux composites reste assez faible et stagne à 12 MPa (114). Cette adhésion, faible mais présente, a poussé certains auteurs à le placer en sandwich ouvert pour les remontées de marge. Toutefois, une étude récente a montré que ces CVI présentent des signes de dissolution au bout de 5-6 ans, et restent moins étanches qu'un composite correctement stratifié (115,116).

Enfin, le CVI, pour atteindre ses propriétés mécaniques optimales, a besoin d'être isolé de l'humidité. (117). De plus, l'humidité de la dentine pourrait suffire à modifier ses propriétés. C'est pourquoi P.Magne a proposé une nouvelle technique qui consiste à encapsuler le CVI dans de la résine, c'est la **SuperClose Sandwich Technique** (117,118).

- une IDS est réalisée, puis on place le CVI par-dessus en tant que substitut dentinaire, avant de le recouvrir d'adhésif et de placer un composite dessus

- Par ailleurs, la survenue de fracture du matériau sera majoritairement réparable car l'interface est supra-gingivale. En effet, la faible adhérence entre le CVI et l'adhésif peut constituer une zone de fragilité.

Une question émerge cependant quant à la qualité de la transmission des forces du composite vers le CVI, et à la longévité de telles restaurations sur le long terme (79).

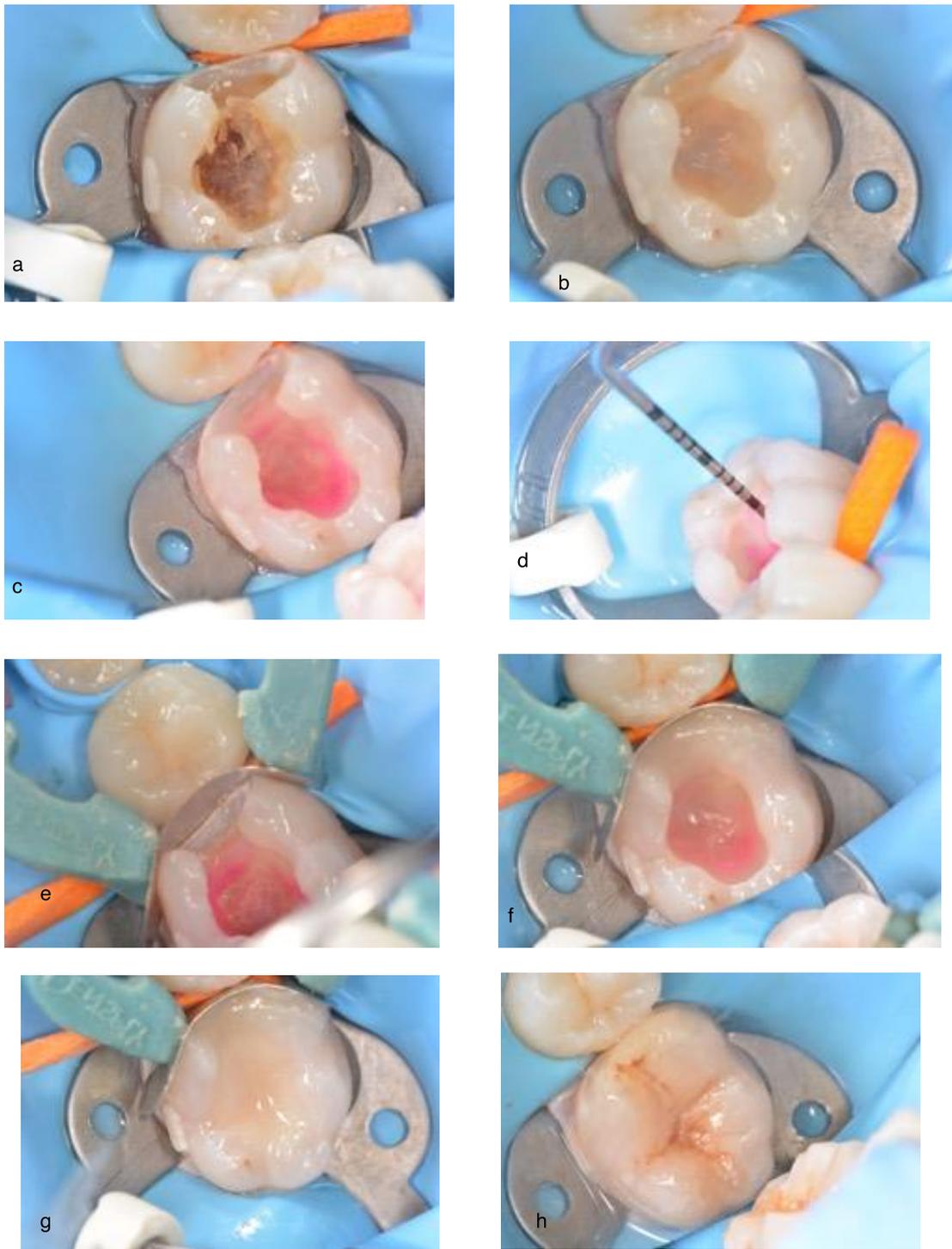


Figure 10 - Cas clinique illustrant l'utilisation du CVI Equia en SuperClose Sandwich Technique. Restauration d'une cavité Oclusomésiale sur une 46, en pulpite réversible chez une patiente de 24 ans. a) Début du curetage. b) Finition du curetage non sélectif, à l'excavateur manuel. c) Contrôle de la qualité du curetage au détecteur de Carie (Carie Detector, Kuraray) Les zones colorées sur une périphérie de 2mm ont été retirées à la fraise diamantée.. d) Contrôle de la profondeur de la cavité : ici, une profondeur de 5mm à été mesurée. e) Matricage. f) Remontée du mur mésial au composite. g) Mise en place du CVI Equia (GC) h) Remplacement amélaire par de la résine composite.

→ Les composites « Bulk Fill » :

Les composites Bulk Fills sont des composites apparus au milieu des années 2000 et censés permettre une obturation en un incrément unique. D'après leurs fabricants, ils peuvent être photopolymérisés jusqu'à 4mm de profondeur, sans que leurs propriétés n'en soient altérées et présentent une rétraction de prise faible (62).

Néanmoins, des études montrent que tous les composite « bulk fill » ne sont pas tous identiques (52,119): ils n'ont ni la même rétraction de prise, ni les mêmes charges (ex: l'EverX® possède des charges en fibre de verre, tandis que d'autres composites sont faits de charges sphériques), ni la même consistance. Par exemple, parmi les composites « bulk fill », les flowables entraînent plus de stress mais un meilleur degré de conversion en profondeur que les composites condensables (62).

Les composites « bulk fill » possèdent des modulateurs de polymérisation afin de réduire la liaison des polymères entre eux, mais une possible rétraction post-gel élevée (34,(120).

Cette nouvelle catégorie de composite constitue une bonne voie vers la réduction partielle ou totale de la rétraction de prise. En effet, la littérature s'accorde sur le fait qu'ils présentent un stress de polymérisation fortement réduit.

Cette réduction du stress peut s'expliquer par 3 mécanismes :

- un degré de conversion probablement insuffisant en fond de cavité à cause de l'épaisseur des incréments utilisés, bien que cela soit remis en cause par certaines études récentes (64,125, 127,128).

- A cause du décollement des composites en regard du fond ou des parois de la cavité. En se décollant, le composite ne va plus solliciter mécaniquement la paroi dentaire, réduisant ainsi le stress exercé sur la dent (34,52,107,119,120).

- Grâce aux modulateurs de polymérisation qu'ils contiennent, et qui permettent de dissiper ce stress de contraction au sein du matériau lui-même (62,65).

Toutefois, ces composites auraient de mauvaises propriétés esthétiques et mécaniques (inférieures à celles des composites « normaux » utilisés en technique incrémentale (31)) ,

en particulier une mauvaise résistance à l'usure, d'où leur utilisation en sandwich fermé (122).

L'utilisation du composite bulk fill en technique incrémentale et en remplacement de la dentine permettrait alors de profiter de son principal avantage (les modulateurs de polymérisation) tout en maximisant son degré de conversion (et donc ses propriétés mécaniques), réduisant ainsi le stress que devra supporter la couche adhésive (84,123,124).

Récemment, une toute nouvelle catégorie de Bulk Fill a fait son apparition ; les composites bulk fill flow dual cure (Bulk EZ®), qui auraient l'avantage de ne pas présenter de décollement en regard de la dentine, bien qu'utilisés en technique « bulk » (34). -

→ Les composites fibrés :

Les composites fibrés sont des composites à matrice résineuse, dont les charges sont des fibres de verres. Le composite fibré le plus étudié par la littérature aujourd'hui est l'EverX® (GC).

Présenté comme un composite « bulk fill », sa rétraction de prise est comprise entre 1,9 et 3,9 % (1,9 pour le « posterior » et 3,9 pour le « flow »), ce qui reste assez élevé. Il est donc conseillé de l'utiliser par incréments de 2mm maximum (125).

Ce composite reproduit le comportement mécanique de la dentine (module d'élasticité ainsi que résistance à la propagation des fractures (ténacité)), mais aussi au niveau structurel (fibres, comme le collagène de la dentine) (129,130, 133). Les Fibres qu'il contient auraient la capacité de dissiper le stress mécanique, et de dévier les fêlures/fractures.

Il permettrait également de renforcer la dent en lui conférant une résistance mécanique possiblement supérieure à celle de la dent naturelle ou, du moins d'être similaire à celle d'un onlay en composite CAD/CAM sur une dent avec une cavité large MOD (118,128).

Ce composite pourrait être, aujourd'hui, le substitut dentinaire idéal, car permettrait d'augmenter la résistance de la dent tout en réduisant le risque d'apparition de fractures (126,129). De plus, utiliser de un composite fibré plutôt que du CVI en substitut dentinaire permet de réduire le nombre d'interfaces (on n'a alors qu'un seul type de matériau : des

résines composites). Ces agents résineux n'ont certes pas les mêmes charges, mais le fait qu'ils soient tous résineux permet d'avoir une meilleure cohésion, et assurent à la dent de se comporter comme une seule entité (127,130,131).

Le stress de contraction serait le même qu'une résine composite classique, mais les fibres pourraient le répartir sur toute la surface de collage, et donc d'avoir un impact minimum sur la dent et sur la couche hybride. En effet, très peu de fêlures dues à la contraction semblent apparaître sur les parois des dents restaurées à l'aide de ce type de composites, aussi fines soient-elles (128). Cet avantage attribué aux fibres est toutefois encore en cours d'étude.

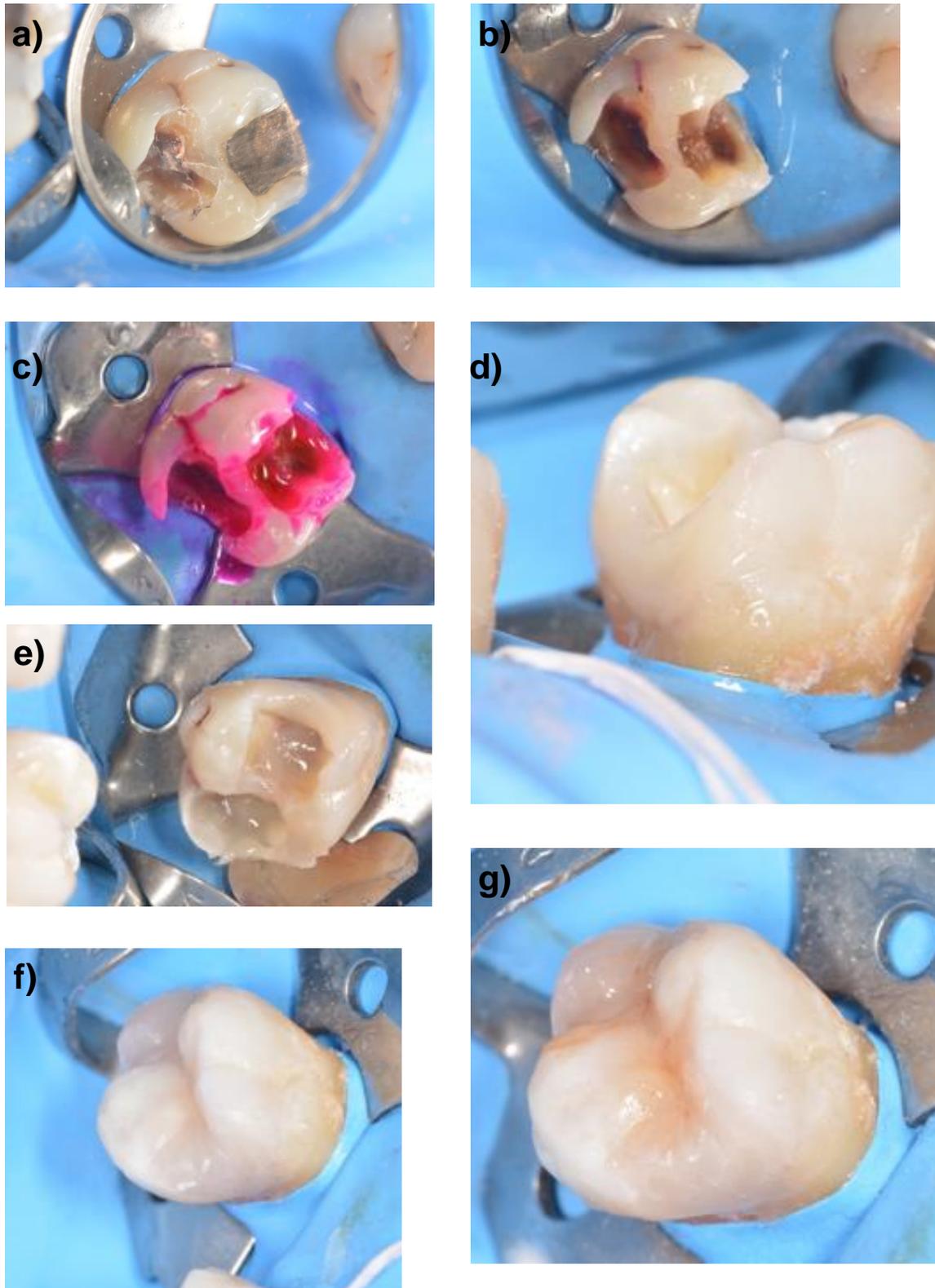


Figure 101 - Cas illustrant l'utilisation de l'EverX Flow (GC) en remplacement dentinaire sur une dent structurellement compromise. A) 16 présentant une fracture, ainsi qu'un amalgam mesial carié. B) Dépose de l'amalgame. C) Finition du curettage carieux à l'aide du Carie Detector (Kuraray). D) Après réalisation du protocole adhesive, la paroi est montée au pinceau afin de laisser à la couche hybride le temps de mûrir. E) Utilisation d'EverX Flow par increments successifs afin de limiter leur réaction de prise. Les fibres ne doivent pas être exposées à la salive, ce qui constitue une raison supplémentaire de construire les parois proximales avant le remplacement dentinaire. F) Sculpture de la face occlusale. G) Maquillage de la face occlusale.

→ Les composites chémo-photopolymérisables :

Les composites dual possèdent des propriétés mécaniques immédiates acceptables, mais qui risquent de se dégrader rapidement du fait de l'apparition de porosités au sein du matériau. Ces porosités laisseraient passer l'eau, qui dégraderait alors la matrice résineuse par hydrolyse (134).

Par ailleurs, leur adhésion à la cavité reste relativement basse, car le stress qu'ils développent, bien que progressif, reste élevé, en particulier si le composite dual a été placé en un seul incrément (132). De plus, ils nécessitent d'être utilisés en technique chémo polymérisable pour être efficaces. La nécessité de les utiliser en technique incrémentale et d'attendre que chaque incrément polymérise 3 à 4 minutes avant de le photopolymériser rend leurs utilisations chronophages et cliniquement compliquées (68,73,132–134).

2) Technique du semi-direct / indirect

Il s'agit de s'affranchir de toutes les contraintes de polymérisation en fabriquant la pièce soit en extra oral (technique du semi-direct extra oral, ou directement par un prothésiste), ou en intra oral, en utilisant un séparateur, puis en la recollant immédiatement après (135–137).

Cette technique, utilisée sans IDS, ne permettait pas d'atteindre des valeurs adhésives élevées, car la couche adhésive était sollicitée par le composite de collage aussitôt qu'elle était formée (89).

d) La contraction de prise, et l'intérêt de sa gestion en prothèse :

1) Les conséquences de la contraction de prise sur les céramiques :

Le composite, qu'il soit de restauration ou de collage, se rétracte toujours, y compris quand il est utilisé comme agent de collage pour une restauration en céramique. Cette contraction peut avoir des conséquences aussi bien positives que négatives.

i) Positives

Cela peut probablement expliquer en quoi le collage renforce la céramique (138).

En effet, de nombreuses études montrent qu'une céramique collée (feldspathique ou vitrocéramique renforcée en disilicate de lithium) présente moins d'échecs prématurés qu'une céramique scellée au CVI ou au ciment à l'Oxyde de Zinc.

Ceci pourrait s'expliquer de 3 façons(138) :

- Une meilleure transmission des forces de la céramique vers la dent.
- La préparation de la céramique puis sa cuisson entraîne l'apparition de fêlures que la colle permettrait d'infiltrer, renforçant ainsi la céramique.
- La contraction de prise de la colle permet de mettre la céramique sous tension, ce qui la renforcerait et améliorerait ses propriétés mécaniques (138).

ii) Négatives,

Si l'épaisseur de la restauration en céramique s'avère trop fine, cela majorera le risque d'apparition de fracture, notamment pour les facettes feldspathiques (8).

2) Technique de restauration indirecte

Bien que les grands composites correctement placés et dans de bonnes conditions se comportent bien à court/moyen terme en l'absence de parafunctions, la restauration de choix pour les grosses cavités reste la restauration indirecte (33, 141–143).

On va alors s'affranchir totalement de la contraction de prise en plaçant dans la cavité un onlay déjà polymérisé (si en composite), ou un onlay en céramique. La mise en place de cet onlay en céramique par-dessus une base en composite respecte alors totalement les principes du biomimétisme, car émulant la dentine (composite), l'émail (céramique), et la jonction amérodentinaire (couche adhésive).

Cette approche indirecte, en plus de permettre un mimétisme des structures dentaires, peut être associée à une IDS afin d'augmenter davantage encore les valeurs adhésives (Immediate dentin sealing vs Delayed Dentin Sealing : on a une augmentation de 400 %). (45,89,135,142). La seule partie présentant une rétraction de prise sera alors la fine couche de composite de collage.

3) Remontée de marge

Introduite en 1998 par Dietschi et R. Spreafico, elle permet de restaurer des cavités profondes sous gingivales en s'affranchissant de thérapeutiques plus complexes, et dont les suites post opératoires sont plus douloureuses, telles que l'élongation coronaire ou la traction orthodontique ou chirurgicale. Dans le cadre des restaurations indirectes, la remontée de marge permet de faciliter la pose du champ opératoire lors de la séance de collage.

- Dans des cavités profondes, la remontée de marge, effectuée séparément, permet de réduire le volume de composite placé dans la zone profonde de la cavité, et donc de réduire le volume de composite qui va se contracter (9,10,143).

4) Impact de la contraction de prise sur les tenons collés :

La perte d'adhésion à l'interface tenon fibré/dentine est encore aujourd'hui la cause principale d'échec des restaurations adhésives à ancrage intra-canalair. Mis à part la difficulté d'accès au canal, le facteur de configuration cavitaire et la contraction de prise du composite de collage du tenon sont 2 facteurs pouvant expliquer cet échec (144,145).

Braga & al ont analysé l'impact délétère de la cavité sur la contraction de prise et ont montré que la profondeur de la cavité est plus importante que son diamètre, ce qui explique la difficulté de collage dans les canaux radiculaires (15,56). La contraction du composite de collage se fait alors de la partie la moins bien collée (surface dentinaire contaminée par l'hypochlorite ou le ciment, etc.) vers la partie la mieux collée (tenon fibré) arrachant ainsi la couche hybride en regard de la dentine (15).

CONCLUSION

Les résines composites sont très largement utilisées aujourd'hui par les chirurgiens dentistes. Leurs principales causes d'échec sont la reprise de carie, la fracture de la dent, et/ou de la restauration. Ces causes d'échec seraient en partie la manifestation du stress de polymérisation qui survient dans les premières heures suivant la mise en place d'une restauration. Bien que ces échecs soient souvent réparables, la reprise carieuse entraîne fréquemment des complications pulpaires, dont le traitement le plus commun reste aujourd'hui le traitement endodontique.

L'une des priorités de la dentisterie biomimétique est de maintenir la vitalité pulpaire afin de maximiser la longévité de la dent sur l'arcade. Pour y arriver, plusieurs techniques ont été suggérées, visant pour la plupart à maximiser les forces adhésives tout en réduisant le stress exercé sur la couche hybride. La dentisterie adhésive pourrait alors être résumée à une compétition entre la force de collage de cette couche hybride et la rétraction du composite la recouvrant. Si cette interface composite/dentine résiste correctement à la contraction du composite, alors la restauration aura un meilleur comportement face aux contraintes mécaniques (occlusales) et biologique (risque d'infiltration bactérienne).

Parmi les techniques proposées, les plus connues aujourd'hui sont l'IDS, le Resin Coating, la technique incrémentale, et le recours aux restaurations indirectes. Mais d'autres solutions non moins efficaces méritent d'être plus étudiées telles que le Decoupling With Time, la géométrie de la cavité, etc.

En utilisant les techniques proposées par la dentisterie biomimétique, on vise à réduire les risques d'échecs biologique (complications pulpaires) et mécanique (fracture catastrophique) compromettant le pronostic de la dent.

V- Bibliographie :

1. van Meerbeek B, Yoshihara K, van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent.* 2020;22(1):7–34.
2. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissue.* Chicago, Quintessence. Publishing, 1998
3. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(3):1–11.
4. Hassan K, Khier S. Split increment horizontal layering: a simplified placement technique for direct posterior resin restorations. *Gen Dent.* 2005;53(6):406–9.
5. Cho B-H, Dickens SH, Bae J-H, Chang C-G, Son H-H, Um C-M. Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. *Oper Dent.* 2002;27(3):297–304.
6. Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(1):8–19.
7. Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *Int J Esthet Dent.* 2014;9(3):330–52.
8. Belser U, Magne P. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quintessence International. 2002.
9. David Starr, Alleman D, Davey Scott, Alleman D, Simone, Deliperi D, Jorge Aravena, Diaz D, Leandro, Martins, DDS, MS, PhD; Filip, Keulemans, DDS P, Nakabayashi, N., Kojima, K., Matsuhara E, et al. Decoupling with time. *Insid Dent.* 2021;22:7–34.
10. Alleman D. *Protocols_of_biomimetic_restorative_dentistry.* Insid Dent. 2017. 64-71
11. Stavridakis M, Dietschii D, Krejci I. Polymerization shrinkage of flowable resin-based restorative materials. *Oper Dent.* 2005;30(1):118–28.
12. Alleman DS, Magne DDSP. A systematic approach to deep caries removal end points : The peripheral seal concept in adhesive dentistry Quintessence International 43(3), 2012;.
13. Duncan HF, Galler KM, Tomson PL, Simon S, Kundzina R, Krastl G, et al. European Society of Endodontology position statement : management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal,* 2019;923–34.
14. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res.* 1989;68(1):48–50.
15. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396–9.
16. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int (Berlin).* 1986;17(2):103.
17. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.* 1993;9(1):11–4.
18. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636–9.
19. Versluis A, Tantbirojn D, Lee MS, Tu LS, Delong R. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. *Dent Mater [Internet].* 2011;27(2):126–33. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.007>
20. De Santis R, Gloria A, Sano H, Amendola E, Prisco D, Mangani F, et al. Effect of

- light curing and dark reaction phases on the thermomechanical properties of a Bis-GMA based dental restorative material. *J Appl Biomater Biomech*. 2009;7(2):132–40.
21. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues M de P, Fernandes Vilela AB, Pfeifer CS, Tantbirojn D, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res*. 2017;31:49–63.
 22. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. 1984;63(2):146–8.
 23. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*. 1997;25(6):435–40.
 24. Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early Tensile Bond Strengths of Several Enamel and Dentin Bonding Systems. *J Dent Res*. 1994;73(2):522–8.
 25. Cunha LG, Alonso RCB, De Souza EJC, Neves ACEC, Correr-Sobrinho L, Sinhoretic MAC. Influence of the curing method on the post-polymerization shrinkage stress of a composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(4):266–70.
 26. Wang Z, Chiang MYM. Correlation between polymerization shrinkage stress and C-factor depends upon cavity compliance. *Dent Mater [Internet]*. 2016;32(3):343–52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.003>
 27. Ferracane JL. Buonocore memorial lecture: placing dental composites - A stressful experience. *Oper Dent*. 2008;33(3):247–57.
 28. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress - Is it clinically meaningful? *Dent Mater*. 2016;32(1):1–10.
 29. Peumans M, Meerbeek B Van. Effective protocol for daily high-quality direct posterior composite restorations . *Cavity Preparation and Design*. 2020;22(6) : 581-596
 30. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive bonded ceramic partial crowns: concept and simplified protocol for long-lasting dental restorations. *J Adhes Dent*. 2018;20(6):495–510.
 31. Martins LC, Oliveira LRS, Braga SSL, Soares CJ, Versluis A, Borges GA, et al. Effect of composite resin and restorative technique on polymerization shrinkage stress, cuspal strain and fracture load of weakened premolars. *J Adhes Dent [Internet]*. 2020;22(5):503–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33073781>
 32. Brännström M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent*. 1984;9:57–68.
 33. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*. 1983;106(4):475–7.
 34. Hayashi J, Espigares J, Takagaki T, Shimada Y, Tagami J, Numata T, et al. Real-time in-depth imaging of gap formation in bulk-fill resin composites. *Dent Mater [Internet]*. 2019;35(4):585–96. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.020>
 35. Ghulman MA. Effect of cavity configuration (C Factor) on the marginal adaptation of low-shrinking composite: A comparative ex vivo study. *Int J Dent*. 2011;2011.
 36. Kasraei S, Azarsina M, Majidi S. In vitro comparison of microleakage of posterior resin composites with and without liner using two-step etch-and-rinse and self-etch dentin adhesive systems. *Oper Dent*. 2011;36(2):213–21.
 37. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Eltanty A, Abbasi K, Habib N. Gingival microleakage of class II resin composite restorations with fiber inserts. *Oper Dent*. 2007;32(3):298–305.

38. Dietschi D, Argente A, Krejci I, Mandikos M. In vitro performance of Class I and II composite restorations: a literature review on nondestructive laboratory trials--part II. *Oper Dent*. 2013;38(5):E182-200.
39. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Moli A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res*. 1992;71(9):1619–22.
40. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*. 2003;28(5):647–60.
41. Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J. Bonding to caries-affected dentin. *Jpn Dent Sci Rev [Internet]*. 2011;47(2):102–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdsr.2011.03.002>
42. Sattabanasuk V, Burrow MF, Shimada Y, Tagami J. Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal methods. *Aust Dent Journal* 2006;(2):162–9.
43. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent*. 2004;29(3):333–41.
44. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res*. 1998;77(6):1435–45.
45. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17(3):144–55.
46. Degrange, M; Roulet JF. Collage et adhesion. La révolution silencieuse. Quintessen. 2001.
47. Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater*. 2002;18(3):203–10.
48. Magne P, Mori Ubaldini AL. Thermal and bioactive optimization of a unidose 3-step etch-and-rinse dentin adhesive. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2020;124(4):487.e1-487.e7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.011>
49. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*. 2002;81(8):556–60.
50. Fusayama T. New concepts in operative dentistry: differentiating two layers of carious dentin and using an adhesive resin., Chicago : Quintessence, Illinois; 1980.
51. Bakhsh TA, Sadr A, Shimada Y, Mandurah MM, Hariri I, Alsayed EZ, et al. Concurrent evaluation of composite internal adaptation and bond strength in a class-I cavity. *J Dent*. 2013;41(1):60–70.
52. Sadr A, Bakhtiari B, Hayashi J, Luong MN, Chen YW, Chyz G, et al. Effects of fiber reinforcement on adaptation and bond strength of a bulk-fill composite in deep preparations. *Dent Mater*. 2020;36(4):527–34.
53. Kishikawa R, Koiwa A, Chikawa H, Cho E, Inai N, Tagami J. Effect of cavity form on adhesion to cavity floor. *Am J Dent*. 2005 Dec;18(6):311–4.
54. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clin Oral Investig*. 2012;16(1):129–37.
55. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater*. 2004;20(6):579–85.
56. Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and “C” factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater*. 2006;22(9):818–23.
57. Peumans M, Politano G, Meerbeek V. Effective protocol for daily high-quality direct

- posterior composite restorations . The interdental anatomy of the class-2 composite restoration. *J. Adhesive Dent* 2021;23(1):21–34.
58. Charton C, Colon P, Pla F. Shrinkage stress in light-cured composite resins: Influence of material and photoactivation mode. *Dent Mater.* 2007;23(8):911–20.
 59. Bastos LA, Sousa ABS, Drubi-Filho B, Panzeri Pires-de-Souza F de C, Garcia L da FR. Microtensile bond strength of silorane-based composite specific adhesive system using different bonding strategies. *Restor Dent Endod.* 2015;40(1):23.
 60. Magno MB, Nascimento GCR, da Rocha YSP, d'Paula Gonçalves Ribeiro B, Loretto SC, Maia LC. Silorane-based composite resin restorations are not better than conventional composites - A meta-analysis of clinical studies. *J Adhes Dent.* 2016;18(5):375–86.
 61. Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, Eichmiller FC, Bowman CN. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin-composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(10):1097–103.
 62. Baleix A. Les caractéristiques des composites bulk fill : une revue systématique de la littérature. 2019.
 63. Cilingir A, Özsoy A, Mert-Eren M, Behram Ö, Dikmen B, Özcan M. Mechanical properties of bulk-fill versus nanohybrid composites: effect of layer thickness and application protocols. *Braz Dent Sci.* 2019;22(2):234–42.
 64. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater.* 2013 Feb;29(2):139–56.
 65. Walters NJ, Xia W, Salih V, Ashley PF, Young AM. Poly(propylene glycol) and urethane dimethacrylates improve conversion of dental composites and reveal complexity of cytocompatibility testing. *Dent Mater.* 2016 Feb;32(2):264–77.
 66. Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Jun;82:268–81.
 67. Fusayama T. A simple pain-free adhesive restorative system by minimal reduction and total etching. Ishiyaku EuroAmerica, editor. 1993.
 68. Bortolotto T, Melian K, Krejci I. Effect of dual-cure composite resin as restorative material on marginal adaptation of class 2 restorations. *Quintessence Int.* 2013;44(9):663–72.
 69. Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Effects of light curing method and resin composite composition on composite adaptation to the cavity wall. *Dent Mater J.* 2014;33(4):499–503.
 70. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(5):322–6.
 71. Pires-de-Souza F de CP, Drubi Filho B, Casemiro LA, Garcia L da FR, Consani S. Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources. *Braz Dent J.* 2009;20(4):319–24.
 72. Giachetti L, Russo DS, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(4):079–88.
 73. Atlas Alan M;, Raman P, Dworak M, Mante F, Blatz MB. Effect of delayed light polymerization of a dual-cured composite base on microleakage of Class 2 posterior composite open-sandwich restorations. *Quintessence Int (Berlin).* 2009;40(6):471–7.
 74. Soares LES, Liporoni PCS, Martin AA. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Oper Dent.*

- 2007;32(2):160–5.
75. Poggio C, Lombardini M, Gaviati S, Chiesa M. Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *J Conserv Dent*. 2012;15(3):237–41.
 76. Feitosa VP, Fugolin APP, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Consani S, Watson TF, et al. Effects of different photo-polymerization protocols on resin-dentine μ tBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite. *J Dent*. 2012;40(10):802–9.
 77. Strober B, Veitz-keenan A, Barna JA, Matthews AG, Vena D, Craig RG, et al. Effectiveness of a resin-modified glass ionomer liner in reducing hypersensitivity in posterior restorations. *J Am Dent Assoc*. 2013;144(8):886–97.
 78. Singh S, Mittal S, Tewari S. Effect of different liners on pulpal outcome after partial caries removal : a preliminary 12 months randomised controlled trial. *Caries Res*. 2019; DOI: 10.1159/000499131
 79. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Bas /, Loomans AC. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *J Adhes Dent*. 2007;9(5):469–75.
 80. Nakabayashi, N., Kojima, K., Matsuhara E. Promotion of adhesion by infiltration monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16:265–73.
 81. Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-cariou cervical lesions. A systematic review. *Dent Mater [Internet]*. 2014;30(10):1089–103. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.007>
 82. Peumans M, Vandormael S, Heeren A, De Munck J, Van Meerbeek B. Six-year clinical performance of a 2-step self-etch adhesive in noncariou cervical lesions. *J Adhes Dent [Internet]*. 2021;23(3):201–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34060300>
 83. De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt KL, Lambrechts P, et al. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to class I cavity dentin. *Oper Dent*. 2006;31(4):456–65.
 84. Peumans M, Bazos P, Meerbeek B Van. Effective protocol for daily high-quality direct posterior composite restorations : layering and finishing. *J. Adhes Dent* 2020;22(6):597–613.
 85. Ermis RB, Ugurlu M, Ahmed MH, Van Meerbeek B. Universal adhesives benefit from an extra hydrophobic adhesive layer when light cured beforehand. *J Adhes Dent*. 2019;21(2):179–88.
 86. de Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, Polonial IF, de Souza JB, Magne P. Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(1):88–98.
 87. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, et al. The interaction off adhesive systems with human dentin. *Am J Dent*. 1996;9(4):167–73.
 88. van Meerbeek B, Willems G, Lambrechts P, Vanherle G, Celis JP, Roos JR, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding Area. *J Dent Res*. 1993;72(10):1434–42.
 89. Magne, Pascal; Hyung, Kim; Cascione, Domenico; Donovan T. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 2005 14(6);511-19.
 90. Sadek FT, Calheiros FC, Cardoso PEC, Kawano Y, Tay F, Ferrari M. Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent*. 2008;21(1):30–4.
 91. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al.

- Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002;18(3):269–75.
92. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. *J Dent Res.* 1995;74(11):1745–8.
 93. David Starr, Alleman D, Matthew, Nejad D, David Scott, Alleman D. *The Protocols of Biomimetic Restorative Dentistry: 2002 to 2017.* *Insid Dent.* 2017;13(6).
 94. Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent.* 2002;30(5–6):259–69.
 95. Bicalho AA, Valdívia ADCM, Barreto BCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material-Part II: Shrinkage and shrinkage stresses. *Oper Dent.* 2014;39(2) 83-92.
 96. Nordbo H, Leirskar J, von der Fehr FR. Saucer-shaped cavity preparation for composite resin restorations in class II carious lesions: three-year results. *J Prosthet Dent.* 1993;69(2):155–9.
 97. Opdam NJ, Roeters JJ, Kuijs R, Burgersdijk RC. Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):274–9.
 98. Coelho-De-souza FH, Rocha A da C, Rubini A, Klein-Júnior CA, Demarco FF. Influence of adhesive system and bevel preparation on fracture strength of teeth restored with composite resin. *Braz Dent J.* 2010;21(4):327–31.
 99. Arora A, Arya A, Patanjali S, Grewal MS. An in vitro study of effect of beveling of enamel on microleakage and shear bond strength of adhesive systems in primary and permanent teeth. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019;12(3):205–10.
 100. Wilson NHF, Cowan AJ, Unterbrink G, Wilson MA, Crisp RJ. A clinical evaluation of class II composites placed using a decoupling technique. *J Adhes Dent.* 2000;2(4):319–31929.
 101. Sawani S, Arora V, Jaiswal S, Nikhil V. Comparative evaluation of microleakage in Class II restorations using open vs. closed centripetal build-up techniques with different lining materials. *J Conserv Dent.* 2014 Jul;17(4):344–8.
 102. Belli S, Dönmez N, Eskitaşcıoğlu G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2006;8(4):247–53.
 103. Labella R, Lambrechts P, Meerbeek B Van, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. 1999;15:128–37.
 104. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent.* 2009;34(3):306–11.
 105. Uno S. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int.* 1995;26(10):733–8.
 106. Belli S, Hasan Orucoglu, Yildirim C, Eskitascioglu G. The effect of fiber placement of flowable resin lining on microleakage in class II adhesive restorations. *J Adhes Dent.* 2007;9(2):175.
 107. van Ende A, de Munck J, van Landuyt K, van Meerbeek B. Effect of bulk-filling on the bonding efficacy in occlusal class I cavities. *J Adhes Dent.* 2016;18(2):119–24.
 108. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater [Internet].* 2013;29(3):269–77. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.002>
 109. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Sharma V, Kohli S. Effect of polyethylene fiber reinforcement on marginal adaptation of composite resin in Class II preparations. *Gen Dent.* 2018;66(6):E6–10.

110. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(10):1387–98.
111. Deliperi S, Alleman D, Rudo D. Stress-reduced direct composites for the restoration of structurally compromised teeth: fiber design according to the “wallpapering” technique. *Oper Dent.* 2017;42(3):233–43.
112. Erkut S, Gulsahi K, Caglar A, Imirzalioglu P, Karbhari VM, Ozmen I. Microleakage in overflared root canals restored with different fiber reinforced dowels. *Oper Dent.* 2008;33(1):96–105.
113. Sidhu SK. *Glass-Ionomers in Dentistry.* Springer : Switzerland, 2016
114. Zhang Y, Burrow MF, Palamara JEA, Thomas CDL. Bonding to glass ionomer cements using resinbased adhesives. *Oper Dent.* 2011;36(6):618–25.
115. Moazzami SM, Sarabi N, Hajizadeh H, Majidinia S, Li Y, Meharry MR, et al. Efficacy of four lining materials in sandwich technique to reduce microleakage in class II composite resin restorations. *Oper Dent.* 2014;39(3):256–63.
116. Ingrid E A-W, Jan W V van Dijken. Durability of extensive Class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass ionomer cement after 6 years. *Am J Dent.* 2004;17(1):43–50.
117. Magne P, Silva S, Andrada M de, Maia H. Fatigue resistance and crack propensity of novel “super-closed” sandwich composite resin restorations in large MOD defects. *Int J Esthet Dent.* 2016;11(1):82–97.
118. Longuet-Tuet A, Magne P. Approche moderne des larges restaurations composites MOD dans les secteurs postérieurs. *Réal Clin.* 2018;29(4):228–34.
119. Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: integrity and degree of conversion. *Dent Mater [Internet].* 2020;36(12):1615–23. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.10.012>
120. Kaisarly D. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites : bulk versus incremental application. *Clin Oral Invest* 2021; (25) 1127–39.
121. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: a systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2018 Nov;30(6):492–501.
122. Seok U, Kim J, Kim K, Kim J. Comparison of mechanical properties between bulk-fill and conventional composite resin. *J Korean Acad Pediatr Dent.* 2016;43(4):427–34.
123. Chiang Y-C, Rösch P, Dabanoglu A, Lin C-P, Hickel R, Kunzelmann K-H. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. *Dent Mater.* 2010 Mar;26(3):223–31.
124. Sampaio CS, Chiu K-J, Farrokhmanesh E, Janal M, Puppini-Rontani RM, Giannini M, et al. Microcomputed tomography evaluation of polymerization shrinkage of class I flowable resin composite restorations. *Oper Dent.* 2017;42(1):E16–23.
125. Frater M, Forster A, Mark K, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of Dentistry* 2014; (42).
126. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber- - reinforced composite restorations : A review of the current literature. *J Invest Clin Dent* 2018; 1-9.
127. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture behavior of Bi-structure fiber-reinforced composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Jan;101:103444.
128. Soares LM, Razaghy M, Magne P, Cam CAD. Optimization of large MOD restorations : composite resin inlays vs . short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater [Internet].* 2018;34(4):587–97. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.01.004>

129. Study GC. A world of proof discover the power of fibres everX Posterior™ & everX Flow™ from GC Study compilation. 2020;
130. Garlapati TG, Krithikadatta J, Natanasabapathy V. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material-An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2017 Oct;61(4):464–70.
131. Ozsevik AS, Yildirim C, Aydin U, Culha E. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Aust Endod Journal* 2015;(November).
132. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. *J Dent.* 2002;30(7–8):333–40.
133. Koubi S, Raskin A, Dejou J, About I, Tassery H, Camps J, et al. Effect of dual cure composite as dentin substitute on marginal integrity of class II open-sandwich restorations. *Oper Dent.* 2009;34(2):150–6.
134. Jon Peter V, Jeffrey A. C, Lincoln; TA, Kraig S. V. Properties of dual-cure, bulk-fill composite resin restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(2):68–73.
135. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part III. A case series with long-term clinical results and follow-up. *Int J Esthet Dent.* 2019;14(2):118–33.
136. Torres CRG, Zanatta RF, Huhtala MFRL, Borges AB. Semidirect posterior composite restorations with a flexible die technique: A case series. *J Am Dent Assoc.* 2017;148(9):671–6.
137. Ceinos R, Bercevell J, Reitzer F. Les restaurations semi-directes en résine composite. *Biomater Clin.* 2020;5(1).
138. Matinlinna KLM. Adhesion aspects in dentistry. CRC Press; 2017. 296 p.
139. Fennis WM, Kuijs RH, Roeters FJ, Creugers NH, Kreulen CM. Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results. *J Dent Res.* 2014 Jan;93(1):36–41.
140. Laegreid T, Gjerdet NR, Johansson A-K. Extensive composite molar restorations: 3 years clinical evaluation. *Acta Odontol Scand.* 2012 Jul;70(4):344–52.
141. Scholtanus JD, Ozcan M. Clinical longevity of extensive direct composite restorations in amalgam replacement: up to 3.5 years follow-up. *J Dent.* 2014 Nov;42(11):1404–10.
142. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J.* 2019;38(6):955–62.
143. Bresser RA, Gerdolle D, Heijkant IA Van Den, Cune MS, Gresnigt MMM. Clinical evaluation of 197 Partial indirect restorations with deep margin elevation in the posterior region : up to 12 years evaluation. *J Dent [Internet].* 2019;(November):103227. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.103227>
144. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199–205.
145. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005;31(8):584–9.
146. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Góes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater.* 2008;24(4):483–91.
147. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, et al. Does

- hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005;31(12):891–4.
148. 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;91(4):351–7.
 149. Taylor P, Özcan M, Dünder M, Çömleko ME. Adhesion concepts in dentistry : tooth and material aspects. *J Adhes Sci Technol.* 2013:37–41.
 150. Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H. A review: biodegradation of resin-dentin bonds. *Jpn Dent Sci Rev.* 2011;47(1):5–12.

VI- ANNEXE : Evolution des systèmes de collage à travers le temps

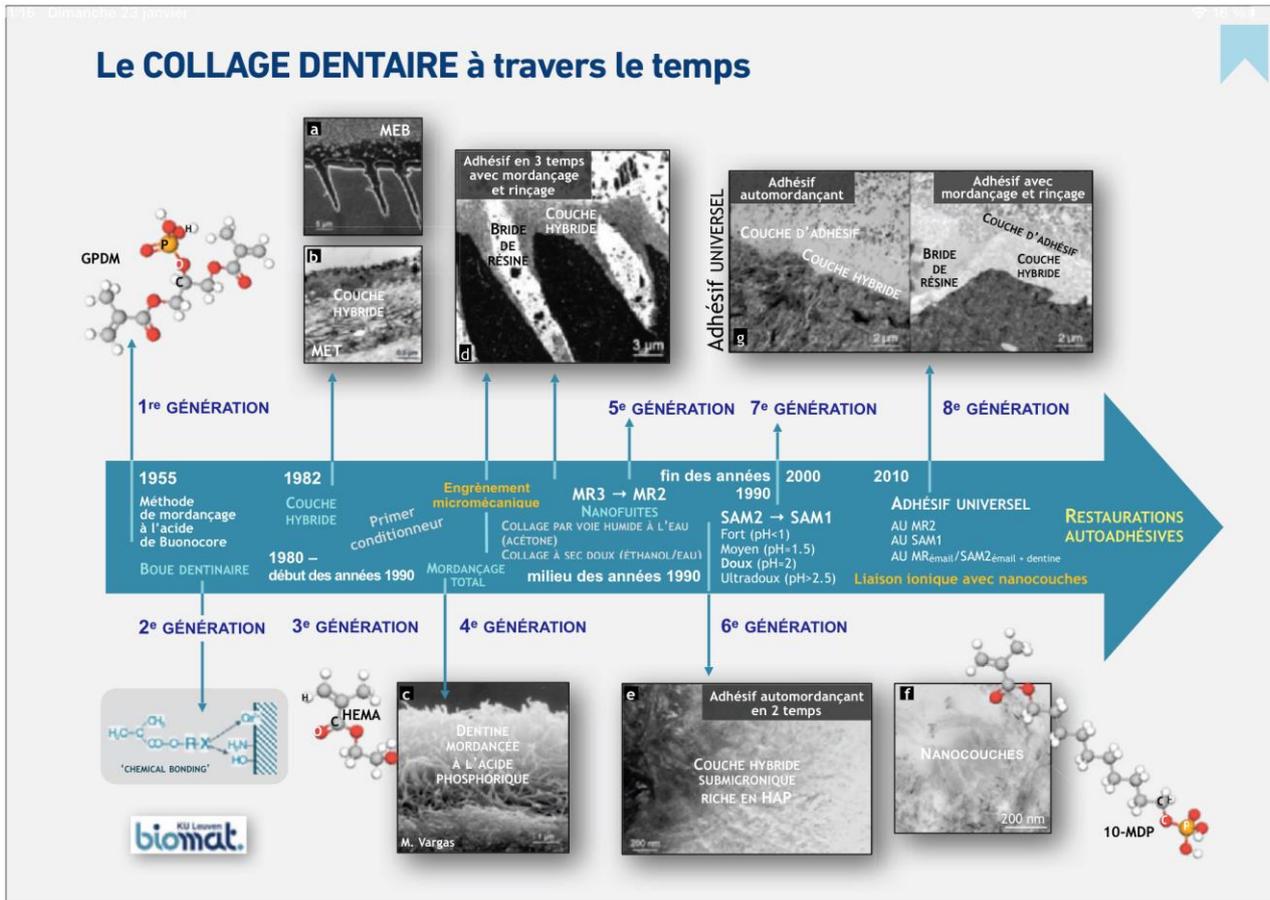


Figure 12 : Schéma illustrant l'évolution historique des techniques de collage dentaire, traduction par QDRP (Hors Série 2020)(1)

A) Adhésifs de première génération :

Ces adhésifs se distinguent par le recours à un monomère fonctionnel, le GPDM (diméthacrylate d'acide glycérophosphorique). Ce dernier, étudié dès 1951 par Hagger, puis par Bowen en 1955, améliore les valeurs de collage en interagissant avec l'hydroxyapatite de la dentine. Toutefois, les premiers adhésifs (dont le plus connu est le Cervident, commercialisé en 1960) ne permettaient qu'un collage instable et faible à la dentine (2 à 3 MPa) (1).

B) Adhésifs de deuxième génération :

Afin d'améliorer leurs adhésifs, les industriels ont choisi la voie des monomères fonctionnels. On distingue ainsi ceux qui adhèrent au calcium de l'hydroxyapatite,

de ceux qui ciblent le collagène (1). Ces adhésifs, toujours utilisés sans prétraitement dentinaire, se collaient en réalité sur la couche de boue dentinaire, qui n'adhère, elle, que très peu à la dentine sous-jacente.

C) Adhésifs de troisième génération :

En 1979, Fusayama et coll introduisent la notion de mordancage de la dentine pour éliminer la boue dentinaire. Ce n'est qu'en 1982, quand Nakabayashi introduit la notion de couche hybride, que les industriels s'intéressent réellement au prétraitement de la dentine et au retrait de la boue dentinaire. Ainsi, en 1984, Le Clearfil New Bond (Kuraray) est le premier adhésif de troisième génération. Après mordancage à l'acide orthophosphorique, on appliquait un adhésif à polymérisation chimique qui contenait du 10-MDP, un monomère fonctionnel encore considéré aujourd'hui comme l'un des plus efficaces. En Europe, ce mordancage à l'acide orthophosphorique était déconseillé car considéré comme trop agressif pour la pulpe. On lui préférait alors l'utilisation d'EDTA à 17%, d'acide citrique ou d'acide maléique. L'adhésif Scotchbond 2 fut l'adhésif de 3ème génération le plus utilisé car l'un des premiers à recevoir une autorisation provisoire de commercialisation par l'ADA. (1)

D) Adhésifs de quatrième génération :

Afin d'améliorer leur efficacité, les adhésifs de troisième génération ont été complétés par l'ajout d'un conditionneur, appelé primer. Le terme d'agent de collage n'était alors plus adapté, plusieurs flacons étant nécessaires. Le terme de système adhésif est né. L'utilisation de ces systèmes adhésifs était complexe et fastidieuse, Après mordancage totale de l'émail et de la dentine à l'acide orthophosphorique, on applique activement un primer contenant des molécules hydrophiles comme le monomère HEMA. Ce dernier, du fait de son faible poids moléculaire, ainsi que de sa forte hydrophilicité, s'infiltre loin dans la dentine déminéralisée, et agit comme agent mouillant pour l'adhésifs qui s'appliquait par dessus. L'HEMA est encore utilisé aujourd'hui, bien qu'il ait de nombreux inconvénients comme une polymérisation incomplète, une solidité mécanique très faible, un fort pouvoir hygroscopique, et une mauvaise biocompatibilité. Après application active et séchage du primer afin d'évaporer le solvant, on dépose une résine hydrophobe qui contribue à la formation de tags de résine dans les tubulis, et d'une couche d'interdiffusion au sein du collagène déminéralisé. La révolution de ces adhésifs a été double : ils ont d'abord montré que le mordancage à l'acide orthophosphorique n'était pas néfaste pour la pulpe, et ils ont

surtout permis d'atteindre des valeurs adhesives extrêmement élevées (jusqu'à 70 MPa en test de microtension).(48)

E) Adhésifs de cinquième génération :

Les chirurgiens dentistes trouvant l'utilisation des adhésifs de 4^{ème} génération fastidieuse, les industriels ont cherché à simplifier leurs systèmes adhésifs. Ils ont donc tenté de regrouper les fonctions de primer et d'adhésif en une seule bouteille, créant ainsi les adhésifs MR2 (mordançage/rinçage en 2 étapes). Bien que largement utilisés en clinique, leur facilité d'utilisation se paie au prix fort, leurs résultats étant médiocres (1). Ils contiennent en effet plus de solvant, moins de résine, réduisant l'épaisseur du film adhésif. Leur forte hydrophilicité les rends plus susceptibles à l'hydrolyse, réduit leur force adhésive, et augmente leur taux d'échec annuel, en particulier pour les restaurations de classe V (1).

F) Adhésifs de sixième génération :

Ce sont les adhésifs SAM 2 (système automordançant à 2 bouteilles). Leur primer est automordançant, et la seconde bouteille de ce système est une résine hydrophobe. Ces adhésifs se distinguent entre eux par l'acidité du primer automordançant. Leurs valeurs adhesives ainsi que leur stabilité se rapproche de celle des adhésifs de 4^{ème} génération.

G) Adhésifs de septième génération :

Toujours dans un souci de simplification, les industriels ont regroupé le mordançage, le primer, ainsi que la résine hydrophobe en une seule bouteille. On peut aussi les distinguer selon leur pH. Ceux dont le pH est très bas (<1) produisent une adhésion instable à la dentine. Ces adhésifs, comme avec les adhésifs de 5^{ème} génération, produisent une adhésion instable, et très sensible à l'hydrolyse de par leur forte hydrophilicité. Leur polymérisation était relative de par leur hydrophilicité mais aussi à cause de leur faible épaisseur (3 à 4 microns). L'efficacité du mordançage de ces adhésifs est relative sur l'émail, le mordançage à l'acide orthophosphorique restant donc nécessaire.

H) Adhésifs de huitième génération :

C'est une génération récente d'adhésifs dits « universels ». Ils sont applicables tant en mordançage/rinçage qu'en auto-mordançage.

I) Adhésifs de neuvième génération :

Cette génération n'est pas encore reconnue par la littérature aujourd'hui. Il s'agirait d'adhésifs universels en 2 bouteilles. Ils produiraient des résultats similaires aux adhésifs de 6^{ème} génération, tout en étant facile d'utilisation, comme c'est le cas pour les adhésifs universels. Il existe cependant peu d'information aujourd'hui quand à cette nouvelle catégorie d'adhésifs, une seule marque le commercialisant (G2 bond, GC).

Parmi ces adhésifs, deux familles sont considérées comme idéales, notamment :

- L'adhésif OPTIBOND FL (Kerr), appartenant à la 4^{ème} génération (1,54,81,148)
- Les adhésifs Clearfil SE Protect et Clearfil SE Bond (Kuraray), appartenant à la 6^{ème} génération (1,54,81,148).

Ces adhésifs sont dits gold standard car leurs valeurs d'adhésion sont les plus élevées. Ces valeurs sont stables sur le long terme, et leur taux d'échec annuel reste relativement faible comparé aux autres adhésifs, aussi bien en in vitro que cliniquement (Annexe 1).

DEFINITION DES TERMES UTILISES :

- **Force cohésive** : Force adhésive reliant un même matériau, et donc la force nécessaire pour le casser
- **Tenacité** : résistance à la propagation d'une fracture au sein d'un matériau
- **OCT** : Optical Computed Tomography
- **CVI Mar** : Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine
- **Bulk Fill** : Terme anglais désignant un remplissage en entier d'une cavité, en masse.
- **Slow Start Curing** : photopolymérisation d'intensité progressive.
- **Smear Layer** : Aussi appelée boue dentinaire, c'est une couche formée d'un ensemble de débris de fraisage, de débris bactériens, ou de protéines issues de la contamination salivaire

- Couche Hybride / Couche d'inter-diffusion :

Il s'agit de la couche créée par un système d'adhésif à l'interface avec la dentine. Elle a d'abord été décrite pour les adhésifs avec mordancage à l'acide orthophosphorique. On déminéralisait ainsi une partie du collagène, qu'on encapsulait dans de la résine. On avait alors une couche dite « hybride », avec une partie de collagène, et une partie de résine. Cette couche hybride a une structure différente selon qu'elle soit réalisée par un adhésif à mordancage total, ou un adhésif automordançant (1,2,49,80,149). *Dans le cas d'un adhésif automordançant, 2 couches s'ajoutent : la première est entre la résine et le collagène ; il s'agit d'une modification de la boue dentinaire qui va être encapsulée par de la résine. La seconde est une couche de « super-dentine », résistance à l'attaque acide, qui sera entre le collagène partiellement déminéralisé et la dentine.*

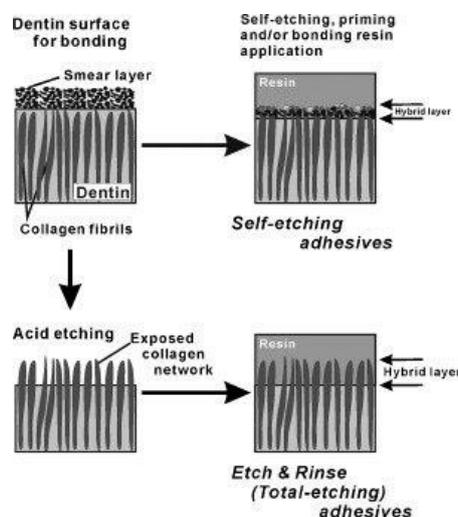


Figure 13 : Schéma représentant la couche hybride dans le cas d'un adhésif à mordancage total (en bas), ou d'un système automordançant (en haut) (149,150)

VII- TABLE DES FIGURES

Tableau 1 Tableau résumant les caractéristiques des principaux tissus durs de la dent

Figure 1 Schémà représentant le phénomène de polymérisation.

Tableau 2 Tableau décrivant les différentes phases de polymérisation d'une résine composite

Figure 2 Classement des substrats du plus minéralisé et sec, au moins minéralisé et humide : et donc du plus rapidement collé au moins rapidement collé

Figure 3 Illustration du décollement de la couche hybride par OCT

Figure 4 Illustration des différents cas de figure observés lors de la rétraction de prise d'une résine composite au sein d'une cavité

Figure 5 Schémà représentant la compétition entre la force d'adhésion de la couche hybride et la force exercée par le composite lors de sa rétraction

Figure 6 Illustration modifiée issue d'une conférence de David Alleman lors du CIORB..

Figure 7 Cas clinique illustrant le Decoupling With Time

Figure 8 Schémà illustrant l'utilisation des fibres de polyéthylène Ribbond lors de la restauration d'une cavité.

Figure 9 Cas clinique illustrant l'utilisation des fibres Ribbond pour la restauration d'une cavité

Figure 10 Cas clinique illustrant l'utilisation du CVI Equia en Superclosed Sandwich Technique

Figure 11 Cas clinique illustrant l'utilisation de l'EverX Flow (GC) en remplacement dentinaire sur une dent structurellement compromise

Figure 12 Schémà illustrant l'évolution historique des techniques de collage dentaire, traduction par QDRP (Hors Série 2020)(1)

Figure 13 Schéma représentant la couche hybride dans le cas d'un adhésif à mordancage total ou d'un système automordant

Compilatio communique des taux de similitudes retrouvées. Il ne s'agit pas de taux de plagiat. Le score seul ne permet pas d'interpréter si les similitudes retrouvées font l'objet d'un cas de plagiat ou non.
Consultez le rapport d'analyse détaillé pour interpréter le résultat.

Similitudes document :

 1%

ANALYSÉ SUR LE COMPTE

Nom :	CLOUET
Prénom :	Roselyne
E-mail :	Roselyne.Clouet@univ-nantes.fr
Dossier :	Dossier par défaut

INFORMATIONS SUR LE DOCUMENT

Auteur(s) :	non renseigné
Titre :	Thèse zak compilatio.docx
Description :	non renseigné
Analysé le :	28/01/2022 14:21
ID Document :	r46e7ni9
Nom du fichier :	thèse Zak compilatio.docx
Type de fichier :	docx
Nombre de mots :	8 144
Nombre de caractères :	54 644
Taille originale du fichier (kB) :	4 651.81
Type de chargement :	Remise manuelle des travaux
Chargé le :	28/01/2022 13:58

SOURCES TROUVÉES

 Sources très probables :	0 source
 Sources peu probables :	0 source
 Sources accidentelles :	31 sources
 Sources ignorées :	0 source

SIMILITUDES TROUVÉES DANS CE

DOCUMENT/CETTE PARTIE

Similitudes à l'identique :	<1%
Similitudes supposées :	<1%
Similitudes accidentelles :	<1%

TOP DES SOURCES PROBABLES - PARMIS 1 SOURCE PROBABLE

IBN ATTYA ANDALOUSSI (Zakariae). - L'apport de la dentisterie biomimétique dans la gestion de la contraction de prise des composites. – XX f.; ill.; tabl.; 153 ref.; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2022)

Résumé : Les résines composites sont une catégorie de matériaux ayant révolutionné la pratique de la dentisterie. Elles ont notamment permis de s'affranchir des notions de rétention et d'extension prophylactique au profit d'une dentisterie minimallement invasive. Toutefois, les chirurgiens-dentistes sont confrontés quotidiennement à un problème dû à la nature même du matériau : la contraction de prise lors de la polymérisation, quel que soit son type. Cette dernière peut occasionner l'apparition de sensibilités, colorations marginales, infiltration bactérienne, ou autres réduisant ainsi la longévité des restaurations. C'est dans ce contexte que la dentisterie biomimétique a fait son essor en souhaitant répondre à ces différentes problématiques. Elle repose sur le maintien de la vitalité pulpaire, ainsi que la reproduction des propriétés mécaniques et esthétiques de la dent naturelle. Pour s'en rapprocher, la dentisterie biomimétique repose essentiellement sur le collage, et les moyens de maximiser la force adhésive des restaurations tout en réduisant l'impact de la rétraction de prise sur cette couche adhésive. L'objectif de ce travail est de mettre en évidence les causes de cette contraction de prise, ainsi que les différents moyens proposés par la dentisterie biomimétique pour gérer cette contraction de prise.

Rubrique de classement : Odontologie restauratrice

Mots clés MeSH :

Matériaux dentaires / Dental materials

Résines composites / Composite resins

Collage dentaire / Dental bonding

photopolymérisation d'adhésifs dentaires / Light-Curing of dental adhesives

Matériaux biomimétiques / Biomimetic materials

Biomimétique / Biomimetics

Etc.

Pour les mots clés MeSH : consulter HeTOP : <https://www.hetop.eu/hetop/fr/?q=&home>

Jury de la thèse :

Président : Monsieur le Professeur AMOURIQ Yves

Directeur de thèse: Monsieur le Docteur BODIC François

Co-Directrice de thèse : Madame le Docteur CLOUET Roselyne

Assesseur : Monsieur le Docteur GAUDIN Alexis

Invité : Monsieur le Docteur CHABERLIN Eric