

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2019

N°:

THESE POUR LE
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 26 Mars 2019

Par Clémence, CAPON

Née le 27 JUILLET 1993 à VALENCIENNES – France

LA REMONTÉE DE MARGE : CHOIX DES MATERIAUX.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur Philippe ROCHER

Monsieur le Docteur François BOSCHIN

Monsieur le Docteur Clément ROBERT

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable du Département de Biologie Orale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET Faciale	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE Pédiatrique	Responsable du Département d' Odontologie
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI Lille	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction- Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le professeur Etienne DEVEAUX
Professeur des universités – praticien hospitalier des CSERD
Section réhabilitation orale
Département de dentisterie restauratrice endodontie

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur en sciences odontologiques
Docteur en odontologie de l'université de Lille 2
Habilité à diriger des recherches
Doyen de la faculté de chirurgie dentaire de Lille
Membre associé national de l'académie nationale de chirurgie dentaire
Personne compétente en radioprotection
Ancien président de la société française d'endodontie.

*Je vous remercie pour l'honneur que vous me faites de présider ce jury.
Veuillez trouver à travers ce travail l'expression de mon admiration
et de mon plus profond respect.*

Monsieur le docteur Philippe ROCHER

Maître de conférences des universités – praticien hospitalier des CSERD

Section réhabilitation orale

Département sciences anatomiques

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en odontologie de l'université de Lille 2

Maîtrise des sciences biologiques et médicales

Diplôme d'études approfondies de génie biologique et médicale - option biomatériaux

Diplôme universitaire de génie biologique et médicale

Certificat d'études supérieures de biomatériaux

*C'est avec spontanéité que vous avez accepté de siéger dans ce jury et je vous
en suis vivement reconnaissante.*

*J'espère que ce travail saura refléter la rigueur et la qualité de votre
enseignement.*

Veillez trouver ici, mes sincères remerciements.

Monsieur le docteur François BOSCHIN

Maitre de conférences des universités - praticien hospitalier des CSERD

Section chirurgie orale, parodontologie, biologie orale

Département de parodontologie

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en odontologie de l'université de Lille 2

Diplôme d'études approfondies de génie biologique et médical

Certificat d'études supérieures de technologie des matériaux utilisés en art dentaire

Certificat d'études supérieures de parodontologie

Responsable du département de parodontologie

Je suis honorée que vous ayez pris la direction de cette thèse. Je vous remercie pour l'ensemble de vos conseils et de votre enseignement. Veuillez accepter, Docteur Boschin, ma reconnaissance la plus profonde.

Monsieur le Docteur Clément ROBERT
Assistant hospitalo-universitaire des CSERD
Section réhabilitation orale
Département prothèses

Docteur en chirurgie dentaire
Certificats d'études supérieures universitaires de prothèses fixées-Marseille

*Je vous remercie d'avoir accepté de siéger au sein
de ce jury et de l'intérêt que vous portez pour ce sujet.*

Je dédie cette thèse à,

Table des matières

1	Introduction	14
2	Prérequis.....	15
2.1	Les indications de la remontée de marge	15
2.2	Le parodonte.....	17
2.2.1	La jonction dento-gingivale	18
2.2.1.1	Le sillon gingivo-dentaire (sulcus)	18
2.2.1.2	L'espace biologique.....	18
2.2.1.2.1	Dimensions.....	19
2.2.1.2.2	L'attache épithéliale / Épithélium de jonction.....	20
2.2.1.2.3	L'attache conjonctive.....	21
2.2.1.2.4	Les fonctions de l'espace biologique.....	21
2.2.2	L'espace chirurgical pré-prothétique	22
2.2.2.1	Description	22
2.2.2.2	Conséquences du non-respect de l'espace chirurgical pré-prothétique	22
2.3	Histologie des tissus concernés par la remontée de marge.....	23
2.3.1	L'émail	23
2.3.1.1	Composition	23
2.3.1.2	Structure / organisation	23
2.3.1.2.1	L'émail prismatique	23
2.3.1.2.2	L'émail aprismatique	24
2.3.2	La dentine.....	25
2.3.2.1	Composition	25
2.3.2.2	Structure.....	26
2.4	Conclusion	26
3	Matériaux utilisés pour la remontée de marge.	27
3.1	Le choix du matériau.....	27
3.1.1	Les matériaux utilisés dans la littérature scientifique.....	27
3.1.1.1	Les résines composites.....	27
3.1.1.2	Les ciments verre-ionomères.....	28
3.1.2	Les critères de choix du matériau.....	29
3.2	L'adhésion	30
3.2.1	Définition de l'adhésion.....	30
3.2.2	L'adhésion des composites.....	32
3.2.2.1	Le système mordantage et rinçage en 3 temps.....	33
3.2.2.1.1	Action sur l'émail	33
3.2.2.1.2	Action sur la dentine.....	34
3.2.2.2	Les systèmes auto-mordançants en 2 temps.....	42
3.2.2.3	Conclusion	46
3.2.3	L'adhésion des ciments verre-ionomères	47
3.2.4	Conclusion.....	49
3.3	Longévité des restaurations.....	50
3.3.1	Longévité des résines composites.....	50
3.3.1.1	Le retrait de polymérisation des résines composites.....	52
3.3.1.2	Infiltration des résines composites.....	53
3.3.1.3	Le coefficient de dilatation thermique des résines composites.....	58
3.3.2	Longévité des ciments verre-ionomères.....	62
3.3.2.1	Le retrait de polymérisation des CVI.....	63

3.3.2.2	Infiltration des CVI.....	64
3.3.2.3	Le coefficient de dilation thermique des CVI.	67
3.4	Les réactions au contact des liquides oraux.	68
3.4.1	Les réactions des résines composites.	68
3.4.2	Les réactions des ciments verres-ionomères.....	70
3.5	La biocompatibilité.	73
3.5.1	La biocompatibilité des résines composites.....	73
3.5.2	La biocompatibilité des ciments verre-ionomères.	75
3.6	Les facteurs intrinsèques du matériau	78
3.6.1	La radio-opacité	78
3.6.2	La compactibilité et le mode de polymérisation	79
4	Conclusion.....	80
	Table des tableaux.....	81
	Table des illustrations.....	82
	Références bibliographiques.....	84
	Annexes.....	90

1 Introduction

En 1983 Dietschi et Spreafico décrivent pour la première fois la technique de remontée de marge [in 14].

Il s'agit d'une relocalisation de la limite cervicale d'une perte de substance coronaire ou corono-radiculaire proximale d'une dent postérieure en position supra gingivale à l'aide d'un matériau de comblement. Elle a pour objectif de mettre en place une restauration collée directe (composite) ou indirecte (inlay).

Cette technique de préparation dentaire par addition s'intègre dans le principe actuel d'économie tissulaire [48]. Elle représente une alternative à l'élongation coronaire. Cependant sa localisation représente un danger pour l'intégrité des tissus parodontaux et la pérennité de la future restauration. Ainsi le choix du matériau et sa mise en œuvre doivent être adaptés à la situation clinique.

Dans un premier temps, des rappels sur la zone d'intérêt seront présentés. Dans un second temps les critères de choix des matériaux seront détaillés.

2 Prérequis

2.1 Les indications de la remontée de marge

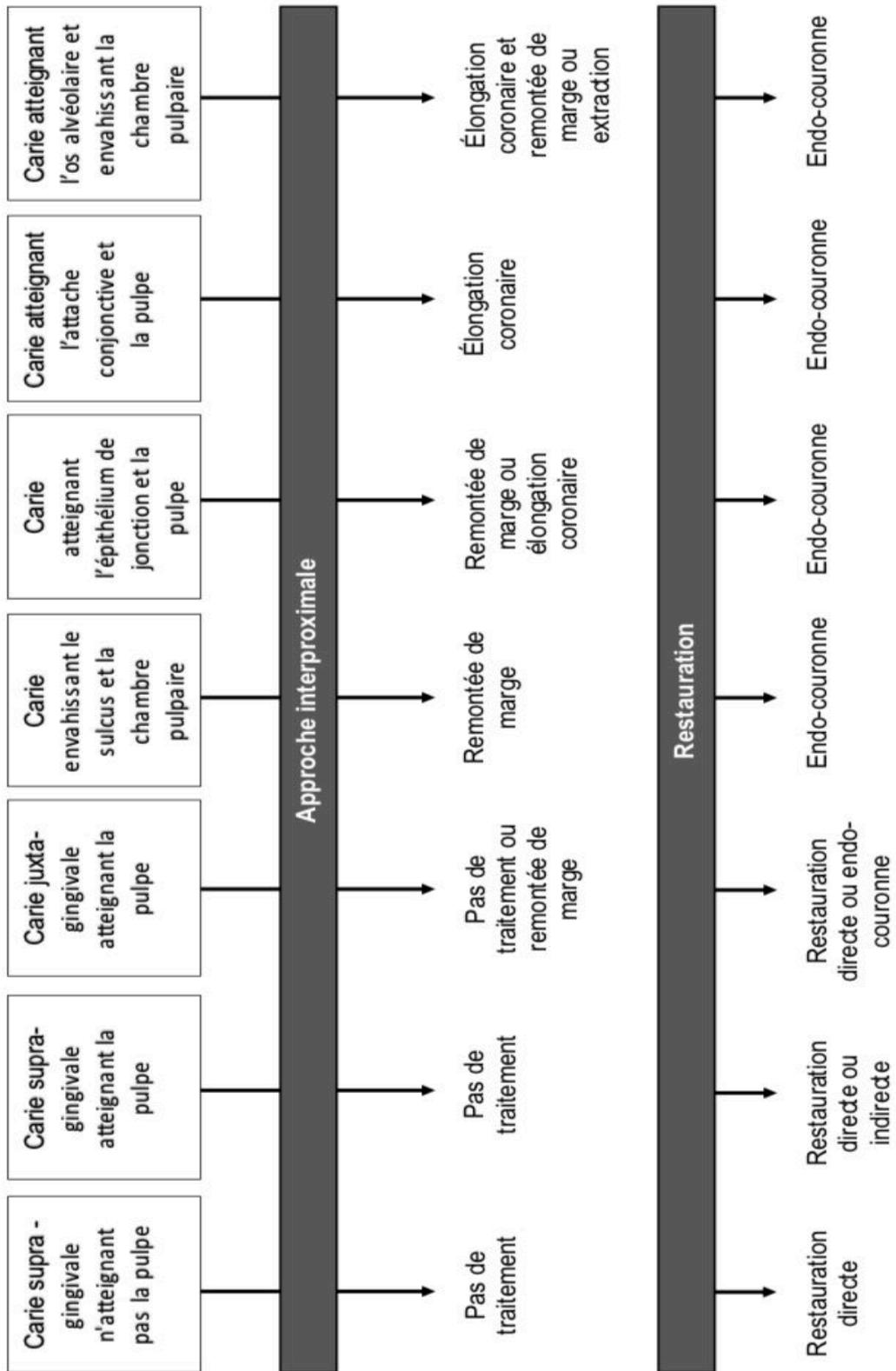
D'après une revue de littérature menée en 2017, la remontée de marge est essentiellement décrite à partir de rapports de cas et d'études *in-vitro*. Afin d'acquérir des preuves fiables de l'influence de cette technique sur ses performances cliniques, des essais contrôlés randomisés sont nécessaires [40]. Ainsi les indications de réalisations de la remontée de marge présentées ci-dessous sont tirées de différents rapports de cas.

En 2010 Veneziani propose une classification des restaurations adhésives des dents postérieures aux limites cervicales sous gingivales. Il met en avant trois situations cliniques et trois approches thérapeutiques à cette localisation. La première est la relocalisation coronale de la marge (remontée de marge). Elle est réalisée au composite fluide quand la digue, correctement placée, permet de mettre en avant la limite cervicale de la cavité [104].

Selon Magne et Spreafico en 2012, la remontée de marge peut s'appliquer à des cavités infra gingivales (> 1mm) mésiales, distales ou mésio-occluso-distales des dents postérieures à condition que les pans vestibulaires et buccaux soient présents. Elle peut être réalisée sur une dent vitale ou non et peut avoir un intérêt avant un traitement endodontique [53].

Un rapport de cas espagnol de 2017 propose un arbre décisionnel prenant en compte l'approche interproximale et l'approche restauratrice des cavités proximales des molaires (classe II). La remontée de marge (DME : deep margin elevation) est indiquée dans le cas des caries juxta gingivales atteignant la pulpe, de caries envahissant le sulcus et la chambre pulpaire et de caries touchant l'épithélium de jonction et la pulpe [11].

Tableau 1 Arbre décisionnel du traitement des lésions carieuses de classe II [11].



2.2 Le parodonte

Le parodonte est le système d'attache de la dent dans les maxillaires. Il est composé de différents tissus :

- l'os alvéolaire,
- le cément,
- le desmodonte,
- la gencive.

Les trois premiers représentent le parodonte profond et jouent un rôle de stabilisation et d'amortissement de la dent dans les maxillaires.

La gencive représente le parodonte superficiel. Il s'agit d'un tissu de recouvrement résistant ayant un rôle de protection des structures profondes [4].

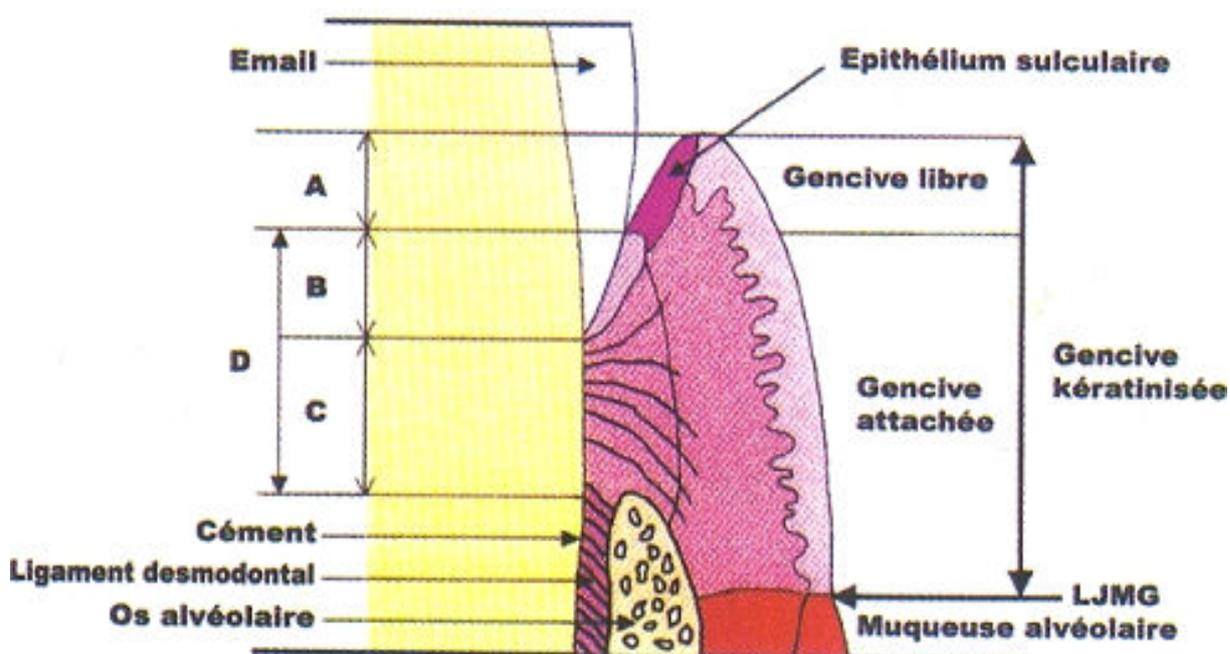
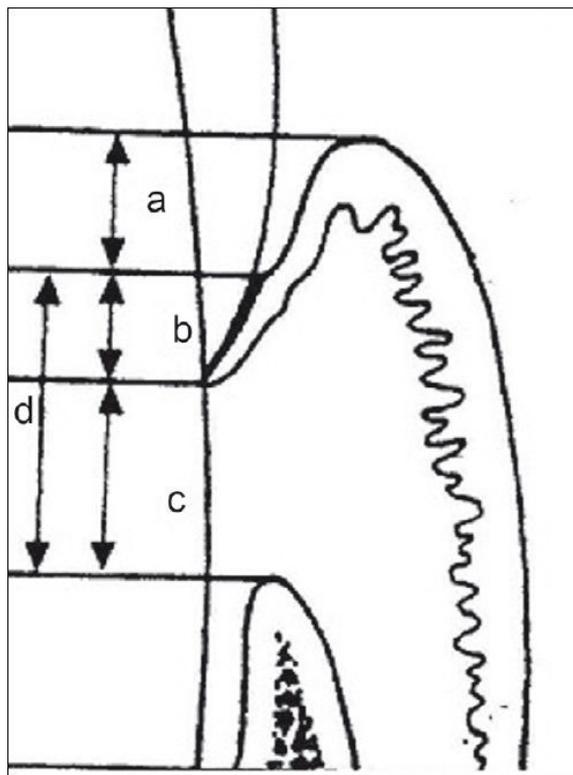


Figure 1 Schéma du parodonte (A=sulcus, B=Attache épithéliale, C=attache conjonctive, D=espace biologique) [112].

2.2.1 La jonction dento-gingivale



Légende :

a= sillón gingivo-dentaire (sulcus)

b= attache épithéliale

c= attache conjonctive

d= espace biologique

Figure 2 Schéma de la jonction dento-gingivale d'après Gargiulo et collaborateurs [24].

2.2.1.1 Le sillón gingivo-dentaire (sulcus)

Le sillón gingivo-dentaire est l'espace formé entre la dent, l'épithélium sulculaire et l'attache épithéliale de l'espace biologique. Il mesure 0,69mm d'après Gargiulo et 1,34mm +/- 0,84mm pour Vacek [98].

L'épithélium sulculaire est squameux et non kératinisé. Il est en contact permanent avec la plaque dentaire.

2.2.1.2 L'espace biologique

L'espace biologique est la zone du parodonte située entre le fond du sulcus et le sommet de la crête osseuse alvéolaire [72].

Il est composé de deux parties :

- l'attache épithéliale,
- l'attache conjonctive.

2.2.1.2.1 Dimensions

En 1961 Gargiulo *et al.* décrivent l'espace biologique et donnent comme mesures 0,97mm pour l'attache épithéliale et 1,07mm pour l'attache conjonctive soit 2,04mm de profondeur totale [66].

En 1994 Vacek *et al.* réévaluent les mesures de l'espace biologique avec 1,14mm +/- 0,49mm pour l'attache épithéliale et 0,77mm +/- 0,32mm pour l'attache conjonctive [98].

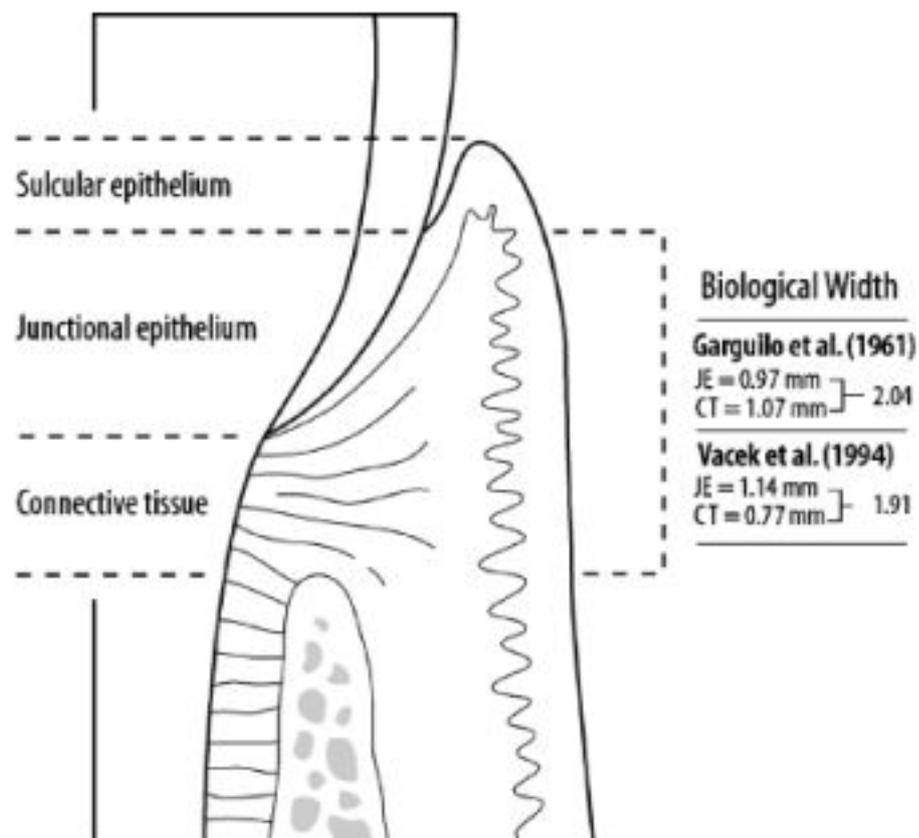


Figure 3 Schéma illustrant les dimensions de l'espace biologique [72].

Ces mesures varient en fonction de la dent, de sa position dans l'alvéole et de son aspect. Il existe donc des variabilités intra et interindividuelles.

En fonction de l'état de santé parodontale et des reconstitutions présentes, ces dimensions peuvent varier également [87].

2.2.1.2.2 L'attache épithéliale / Épithélium de jonction

L'attache épithéliale est localisée entre l'émail, l'attache conjonctive et le fond du sillon gingivo-dentaire. Elle est bordée par une lame basale interne (vers l'émail) et une lame basale externe (vers le chorion gingivale). En outre, elle est accolée aux tissus dentaires et gingivaux l'entourant par des hémidesmosomes.

Elle n'est pas kératinisée, vascularisée et différenciée mais possède d'importants espaces intercellulaires et un taux de renouvellement extrêmement rapide (entre 48 et 60 heures) [39].

Tonetti et Schroeder *et al.* ont montré que les cellules (leucocytes) de l'attache épithéliale synthétisent et expriment des interleukines 8 dont le taux augmente vers le fond du sillon gingivo dentaire. Celles-ci attirent de nombreux polynucléaires neutrophiles provenant des capillaires des tissus environnants. Ainsi une barrière de protection antibactérienne est formée pour que les bactéries ne pénètrent pas l'espace biologique grâce à la phagocytose [89].

De plus le système immunitaire est informé sur la nature de l'environnement pour déclencher des réactions de défense appropriées ; ainsi grâce aux espaces intercellulaires importants, des médiateurs de l'inflammation peuvent intervenir rapidement.

L'attache épithéliale joue un rôle déterminant dans la protection du parodonte profond car elle représente une barrière physique entre le biofilm bactérien et l'attache conjonctive. Elle synthétise des cytokines et interleukines (médiateurs de l'inflammation) permettant de renseigner le système immunitaire sur la nature de l'environnement et ainsi déclencher les réactions appropriées [57][88][89].

2.2.1.2.3 L'attache conjonctive

L'attache conjonctive est située sous l'épithélium de jonction, entre le cément, le chorion gingival et le sommet de l'os alvéolaire.

Elle est formée de collagène régulé par les fibroblastes et organisé en différents faisceaux, d'une matrice extracellulaire et de cellules immunitaires. Ce tissu est vascularisé et innervé.

Elle intervient dans le sertissage de la gencive [4].

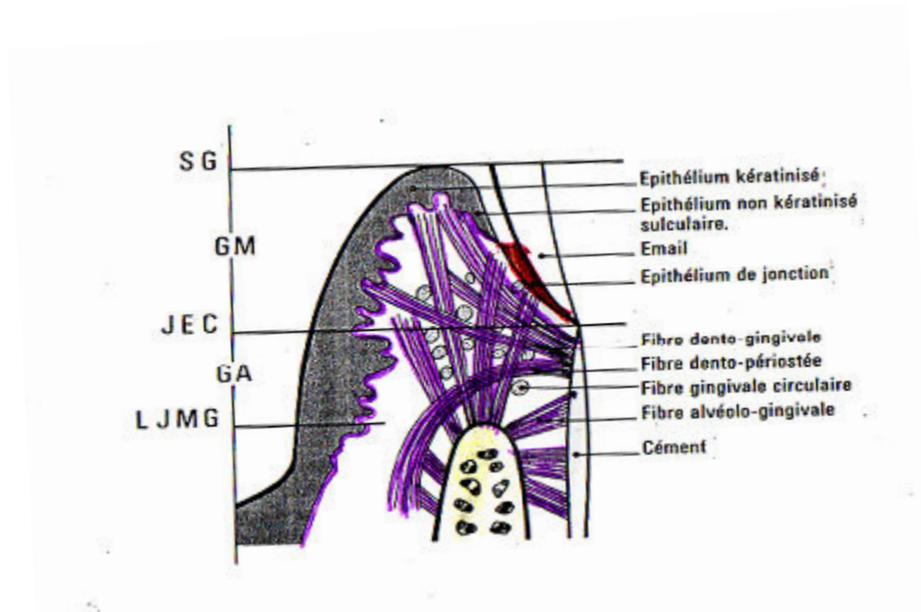


Figure 4 Schéma de l'attache conjonctive parodontale [112].

2.2.1.2.4 Les fonctions de l'espace biologique.

Lorsqu'elles sont saines, ces deux attaches assurent le sertissage de la gencive autour de la dent. Elles forment un joint de protection de l'os contre les invasions bactériennes et le développement de pathologies et renseignent les tissus parodontaux sur la nature du milieu extérieur.

2.2.2 L'espace chirurgical pré-prothétique

2.2.2.1 Description

Le respect de l'espace biologique est une composante essentielle de la pérennité d'une restauration dentaire car il protège le parodonte profond [66].

L'espace chirurgical pré-prothétique s'étend de la partie marginale du sillon gingivo-dentaire à la partie apicale de l'espace biologique. Il mesure 3 mm environ.

Pour les restaurations sous-gingivales, Nevins et Skurow indiquent que la limite de préparation ne doit pas dépasser 0,5mm dans le sulcus afin de respecter l'espace biologique [62].

2.2.2.2 Conséquences du non-respect de l'espace chirurgical pré-prothétique

Lors d'une préparation sous-gingivale, si la distance entre la marge de préparation de la dent et l'os alvéolaire est trop faible, une atteinte à l'espace biologique est portée [99].

En effet la restauration vient irriter cet espace, tandis que la difficulté de brossage provoque une accumulation de plaque dentaire créant une inflammation gingivale constante [6,[105]. Les réactions de défense immunitaire de l'espace biologique sont surpassées ce qui provoque un déséquilibre occasionnant la perte de ses structures.

Ainsi le parodonte profond n'est plus protégé contre les atteintes bactériennes. Il réagit dans le but de créer une distance avec la limite de préparation et de permettre la réintégration des tissus détruits.

La réaction dépend du biotype parodontal [8] :

- s'il est fin : récession gingivale + résorption osseuse,
- s'il est épais : poche parodontale = inflammation gingivale (augmentation de son volume) + résorption osseuse.

La poche parodontale est un signe clinique pathognomonique d'une parodontite. Elle correspond à la formation d'un espace entre la dent et la gencive qui est normalement attachée sous l'effet d'une flore bactérienne pathogène.

La mesure d'une poche parodontale se fait à l'aide d'une sonde parodontale et utilise comme repère le sommet de la gencive marginale.

La reformation d'une attache épithéliale est un signe de réparation de la gencive. Elle peut se produire à condition que les facteurs iatrogènes soient éliminés [4].

2.3 Histologie des tissus concernés par la remontée de marge

2.3.1 L'émail

2.3.1.1 Composition

L'émail est le tissu recouvrant la couronne dentaire. Il est acellulaire, avasculaire et non innervé.

Ce tissu est composé à 96 % de cristaux d'hydroxyapatite (LeGeros, 1991) qui représentent la matière inorganique (minérale) de l'émail, à 0,4% de matière organique (lipides et protéines dont la principale est l'amélogénine) et à 3,6% d'eau. La forte proportion de matière inorganique confère à l'émail une dureté très importante ; à tel point qu'il est considéré comme le tissu le plus dur du corps humain [18] .

Ses composantes sont organisées de manière à apporter une résistance mécanique à la dent [56] [97].

2.3.1.2 Structure / organisation

2.3.1.2.1 L'émail prismatique

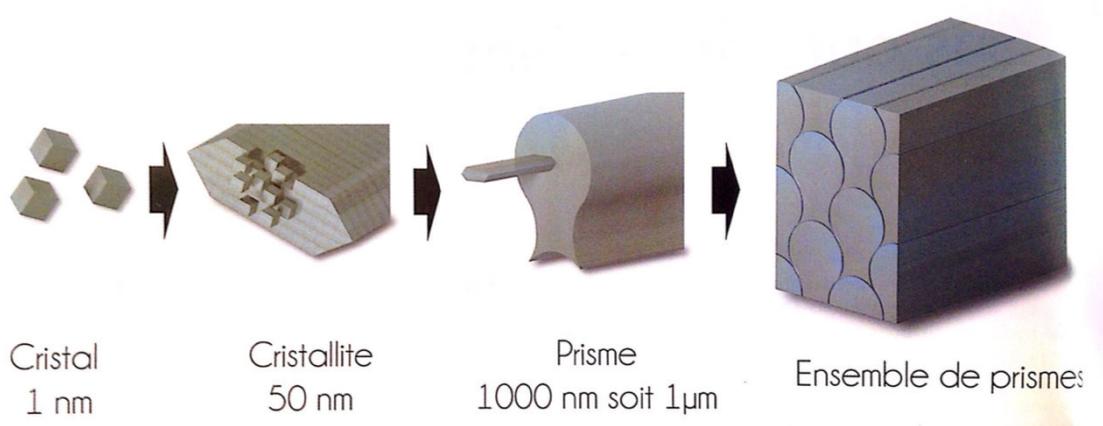


Figure 5 Schéma des différents niveaux structurels de l'émail [18].

Les cristaux d'hydroxyapatite matures sont hexagonaux et mesurent une dizaine d'angström. Ils s'assemblent grâce aux protéines pour former des cristallites d'environ 50 nm toujours parallèles entre eux. En s'empilant régulièrement, ils permettent la formation de l'émail prismatique (prisme) et inter-prismatique [18].

Les prismes, ayant un diamètre de l'ordre du micromètre occupent toute l'épaisseur de l'émail et sont parallèles entre eux (He et Swain, 2008). Ils sont perpendiculaires à la jonction dentine-émail [69]. Dans certaines régions ils peuvent se tordre ou changer légèrement de direction pour renforcer l'ensemble de la structure (Macho *et al.*, 2003). Ce phénomène s'appelle la décussation et a une influence sur le mordançage [34].

L'émail prismatique et l'émail inter-prismatique présentent la même composition mais se différencient par l'orientation de leurs cristallites.

Au sein d'un prisme, les cristallites sont parallèles entre eux ainsi qu'au grand axe du prisme ; tandis que dans la substance inter-prismatique, ils forment un angle de 60° avec ce dernier [18].

La majeure partie de la matrice organique de l'émail est éliminée pendant la minéralisation et la maturation ; de sorte qu'après la maturation, certaines protéines, notamment l'amélogénine, sont retenues principalement aux bords incisifs et aux côtés proximaux des limites des prismes formant une gaine (Hu *et al.*, 1997) [34].

2.3.1.2.2 L'émail aprismatique

L'émail aprismatique se situe au niveau de la jonction amélo-dentinaire et de la surface externe de la couronne dentaire. Il s'agit de zones cristallisées correspondant aux phases pré-sécrétoires et post-sécrétoires des améloblastes [34].

L'émail aprismatique de surface a une épaisseur de 30 microns. Il est composé de cristallites denses et unidirectionnels provoquant des difficultés de mordançage. Ce phénomène affecte surtout les sujets jeunes car cette fine couche subit une abrasion physiologique. L'émail sous-jacent à l'émail aprismatique de surface va se trouver progressivement exposé au milieu buccal et va s'hyper minéraliser par échange ionique. Ainsi l'efficacité du collage sera compromise également [18].

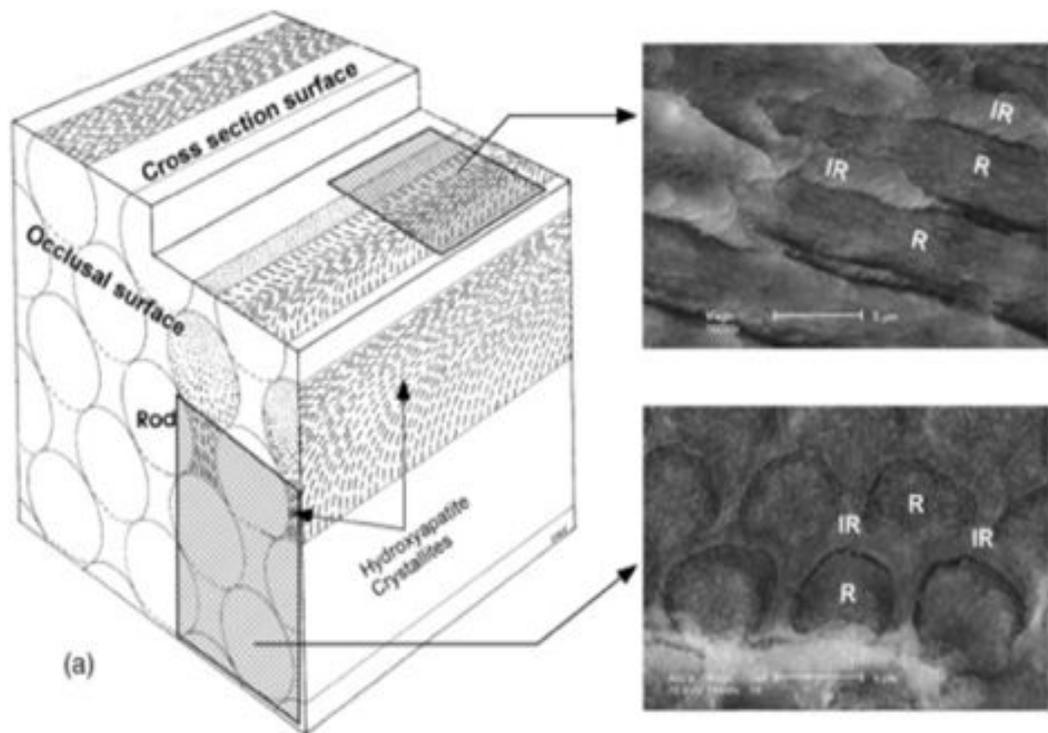


Figure 6 Illustration schématique de la hiérarchie structurel de l'émail (Eisenmann, 1998)(R : prisme , IR : inter-prismatique) [34].

2.3.2 La dentine

2.3.2.1 Composition

La dentine est le tissu constituant la masse de la dent. Elle est avasculaire, cellulaire et innervée.

Elle est composée à 70% de matière inorganique (hydroxyapatite), à 20% de matière organique (collagène de type 1) et à 10% d'eau. Il s'agit d'un tissu dur et élastique évitant les fractures lors de la mastication [97] [69].

2.3.2.2 Structure

Ce tissu est organisé en dentine tubulaire et pérítubulaire. Les cristallites d'hydroxyapatite s'y présentent sous la forme de plaques aplaties de 60-70 nm de long, de 20-30 nm de large et de 3-4 nm d'épaisseur (Gómez de Ferraris et Campos Muñoz, 2009) [69]. Ils permettent de former des tubuli de 1 à 2 microns de diamètre allant de la pulpe vers la jonction amélo-dentinaire. Ces tubuli contiennent du liquide intratubulaire et leurs prolongements des odontoblastes.

Ainsi la dentine est un tissu cellulaire et poreux doté d'un potentiel de régénération. Plus on s'approche de la jonction amélo-dentinaire plus la densité et le diamètre des tubuli diminuent. Ainsi la perméabilité de la dentine est plus faible vers la jonction amélo-dentinaire que vers la pulpe. Avec l'âge, une dégénérescence odontoblastique se produit et les tubuli se minéralisent ; ce qui réduit la perméabilité de la dentine. Dans le cas d'agression sévère, la formation d'une dentine réparatrice dépourvue de tubuli vient également réduire la perméabilité dentinaire [18].

La perméabilité de la dentine est une composante essentielle de la réussite du collage.

2.4 Conclusion

La remontée de marge concerne les dents postérieures, vitales ou non, dotées de parois vestibulaires et buccales intactes. Elle correspond à une relocalisation coronaire de la limite cervicale d'une cavité pouvant atteindre l'épithélium de jonction. L'espace biologique compris dans l'espace chirurgical pré-prothétique se trouve ainsi concerné par la future restauration. Le choix du matériau utilisé pour cette dernière doit prendre un compte les impératifs biologiques de cette localisation délicate.

3 Matériaux utilisés pour la remontée de marge.

3.1 Le choix du matériau.

3.1.1 Les matériaux utilisés dans la littérature scientifique.

En 2015, une revue systématique intitulée « *restoring proximal cavities of molars using the proximal box elevation technique : systematic review and report of case* » élabore un tableau récapitulatif (annexe 1) de 15 études in vitro. Elle y intègre les objectifs de la recherche, le nombre de dents étudiées, le mode de préparation, le type de restauration succédant la remontée de marge, le matériau utilisé pour la remontée de marge, la nature des tests et les résultats [45].

Sur ces 15 études, 14 utilisent une résine composite et 1 utilise une résine composite ou un verre ionomère.

3.1.1.1 Les résines composites.

Les résines composites sont formées d'une matrice résineuse et de charges minérales liées par un agent de couplage (le silane) [81]. La matrice résineuse est la partie active du composite. Elle est le siège de la polymérisation. Elle se compose d'une résine matricielle, de diluants, d'agents de polymérisation, d'inhibiteurs de prises (conservateurs) et de pigments. Les résines matricielles les plus utilisées sont dites di-méthacryliques et peuvent être composées de monomères bis-GMA ou d'uréthane diméthacrylate (UDMA). Le Bis-GMA sert à diminuer la rétraction de prise et possède un aspect très visqueux. Pour réduire cette viscosité, des dérivés (bis-MA, bis-EMA et bis-PMA) ont été créés. Quoique moins visqueux, l'UDMA est peu utilisé parce qu'il génère une plus grande rétraction de polymérisation [28].

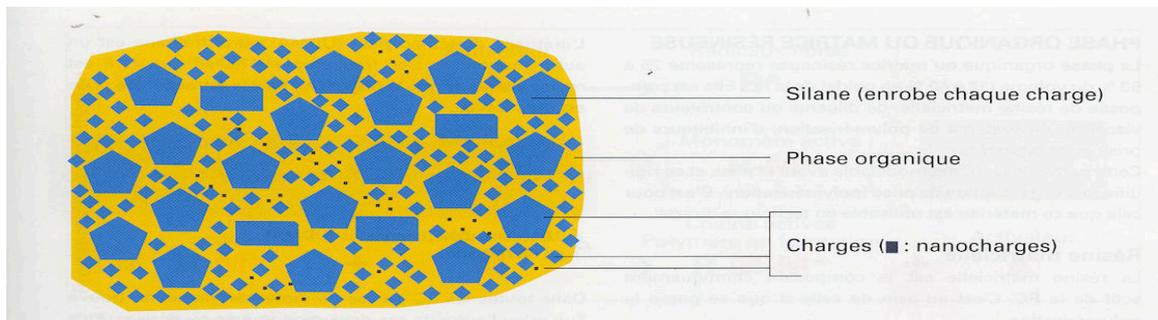


Figure 7 Représentation schématique d'une résine composite : matrice organique, silane, charge [28].

Une revue de littérature de 2017 portant sur 7 études in vitro et 5 cas cliniques de remontée de marge, indique que les composites les plus utilisés sont : les fluides, les hybrides, les Bulk-fill et les fluides+visqueux. Les systèmes adhésifs utilisés sont les systèmes « mordantage et rinçage » en 3 temps (M&R 3) et auto-mordants en 2 temps (SAM 2) (annexe 2) [40].

3.1.1.2 Les ciments verre-ionomères.

De manière classique, les ciments verre-ionomères sont composés d'un verre basique (fluorure de calcium, d'alumine et de silice), d'une solution d'acide polymère (polyakénoïque) et d'eau.

L'adjonction de résine HEMA et BisGMA, pour améliorer les propriétés des CVI classiques, a donné naissance à des ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR). Ces derniers ont une réaction de prise acido-basique et sont photopolymérisables. Les ciments verre-ionomères haute viscosité (CVI-HV) ont été créés par l'incorporation d'acide polyacrylique lyophilisé dans la poudre et par l'utilisation de plus petites particules de verre. La deuxième colonne du tableau ci-dessous montre les propriétés d'une CVI de restauration [92].

Tableau 2 Normes ISO appliquées aux ciments verre-ionomères de scellement et de restauration [92].

Property	Luting Cement	Restorative Cement
Setting time/min	2.5–8	2–6
Compressive strength/MPa	70 (minimum)	100 (minimum)
Acid erosion (maximum)/mm h ⁻¹	–	0.05
Opacity, C _{0.70}	–	0.35–0.90
Acid-soluble As/mg kg ⁻¹	2	2
Acid-soluble Pb/mg kg ⁻¹	100	100

3.1.2 Les critères de choix du matériau.

La localisation particulière de la remontée de marge implique un choix réfléchi du matériau utilisé pour la réaliser. En 1996 Dragoo met en avant les caractéristiques idéales d'un matériau utilisé pour les restaurations sous-gingivales : l'adhésion, la biocompatibilité, le relargage de fluorure, la radio-opacité, la compactibilité, l'insolubilité au contact des liquides oraux, le faible retrait de polymérisation, le faible coefficient de dilatation thermique, la polymérisation duale et l'absence d'infiltration [15][16]. Ces critères ne sont pas exhaustifs car il est possible d'y ajouter le coût et la facilité d'utilisation par exemple. L'objectif est de trouver le matériau rassemblant les meilleurs critères.

Les critères avancés par Dragoo seront étudiés pour les résines composites et les ciments verres ionomères.

3.2 L'adhésion

3.2.1 Définition de l'adhésion

L'adhésion est la force qui permet d'unir deux surfaces grâce à un contact intime. Dans le cas de la remontée de marge, on parle de l'adhésion entre l'émail, la dentine et le matériau utilisé pour le comblement cervical. Elle apparaît essentielle parce qu'elle favorise la rétention des matériaux dans la dent et réduit ou élimine les infiltrations. Ce faisant, les micro-organismes nuisibles sont incapables de pénétrer dans l'espace sous la restauration.

L'adhésion peut être micromécanique et/ou physico-chimique. L'adhérence est la force qui permet de séparer deux surfaces. Sa valeur détermine la force de l'adhésion. Plus la force appliquée pour séparer deux surfaces est grande, plus l'adhésion est importante [82].

L'adhésion micromécanique est décrite par McBain et Hopkins en 1925. Elle se produit grâce aux irrégularités de surface à l'échelle microscopique [71].



Figure 8 Illustration de l'adhésion micromécanique. Une bonne adhésion nécessite la création d'un micro relief ainsi qu'une bonne infiltration au sein de ces aspérités [18].

L'adhésion physico-chimique est rendue possible grâce à deux composantes : la mouillabilité et la formation de liaisons chimiques fortes entre les atomes des surfaces et les produits mis en contact.

Plus la surface au contact du liquide sera étendue, plus la mouillabilité sera grande et plus l'adhésion sera forte [58].



Figure 9 Schéma de la mouillabilité inexistante (1), partielle (2) et totale (3).
Figure personnelle.

Les liaisons ioniques (échange d'électrons entre deux molécules dotées d'une grande différence d'électronégativité) et les liaisons de covalence (mise en commun d'électrons) assurent la formation de liaisons chimiques fortes [93].

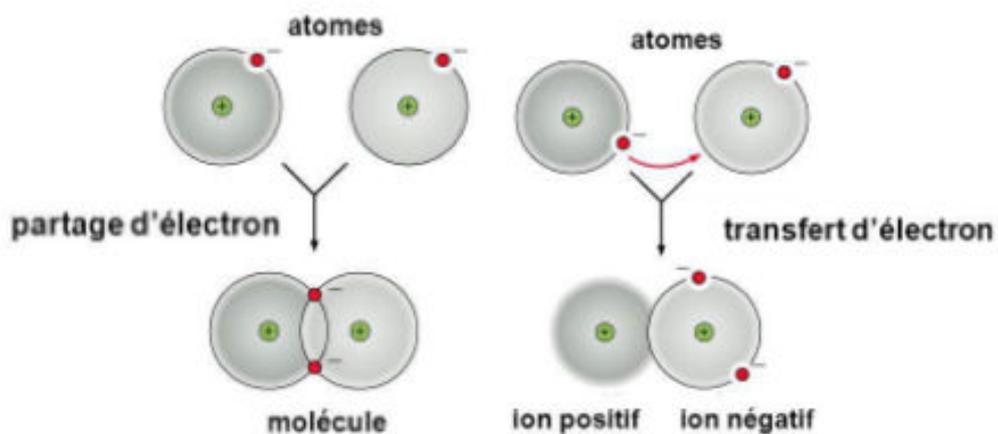


Figure 10 Schémas d'une liaison de covalence et d'une liaison ionique [93].

3.2.2 L'adhésion des composites

Les résines composites n'adhèrent pas directement aux tissus dentaires. Celles-ci ont besoin d'adhésif amélo-dentinaire pour créer une interface étanche et adhérente entre les tissus dentaires calcifiés et les résines de restauration. Il a été vu précédemment que les adhésifs amélo-dentaires les plus utilisés dans le cadre de la remontée de marge sont les M&R 3 et SAM 2. Une méta-analyse indique que les forces de liaison de la résine composite à la dentine varient de 9 à 45,3 MPa en fonction de la méthode employée et du type d'adhésif utilisé [12].

En 2015 Mahn *et al.* ont conduit une méta-analyse [55] dont l'objectif était d'évaluer les performances cliniques des restaurations de classe V afin de révéler les facteurs influençant la rétention, l'intégrité marginale et la décoloration marginale des lésions cervicales restaurées avec des résines composites et des matériaux à base de ciment verre-ionomère. Pour être incluses, les recherches devaient avoir une période d'observation minimale de 18 mois ; porter sur la rétention, la décoloration marginale, l'intégrité marginale et les caries marginales ; et intégrer une description de la technique opératoire (biseau de l'émail, rugosité de la dentine, isolation du cite). En définitive, 81 études comportant 185 expériences pour 47 adhésifs ont répondu aux critères d'inclusion.

Les résultats indiquent qu'après une durée moyenne de 5 ans, 12,3% des restaurations cervicales ont été perdues, 27,9% ont présenté une décoloration marginale et 34,6% une détérioration de leur intégrité marginale. D'un point de vue statistique, les restaurations placées à l'aide d'une digue en caoutchouc dans les dents dont la dentine avait été mordancée présentaient un taux de rétention significativement supérieur à celles placées dans les dents avec une dentine non préparée ou sans digue en caoutchouc ($p < 0,05$). Cependant, le biseau de l'émail ne semble pas avoir eu d'influence sur les variables examinées. Les systèmes adhésifs auto-mordançants en une étape présentaient un indice clinique significativement inférieur à celui des auto-mordançants en deux étapes et des systèmes mordançage et rinçage en trois étapes.

Il en ressort que les performances cliniques des composites sont influencées de manière significative par le type de système adhésif, la préparation des tissus et l'utilisation d'une digue étanche. Les restaurations en résine composite placées avec des systèmes adhésifs auto-mordançants à 2 étapes et mordantage-rinçage à 3 étapes doivent être préférées à celles utilisant les systèmes adhésifs auto-mordançants en 1 seule étape.

3.2.2.1 Le système mordantage et rinçage en 3 temps

Les étapes du protocole d'utilisation des M&R3 sont [54]:

- mordantage de l'émail 30s et de la dentine 15s, rinçage 30s et séchage,
- application de primaire et séchage,
- application de la résine adhésive et photopolymérisation.

3.2.2.1.1 Action sur l'émail

Il a été vu précédemment que l'émail aprismatique de surface disparaissait par un phénomène d'abrasion et qu'il laissait place à l'émail prismatique. Au fil du temps, l'émail prismatique s'hyper minéralise. Ces phénomènes créent des difficultés de collage. Il est néanmoins possible d'y pallier par le fraisage de l'émail de surface et le mordantage.

En effet le mordantage de l'émail à l'acide orthophosphorique (20 à 40%) et le rinçage permettent d'éliminer la boue amélaire et de déminéraliser l'émail sur environ 10 microns. Ainsi une infrastructure rétentive idéale est créée pour une adhésion micromécanique à la résine [70].

Cette réaction s'avère plus efficace sur les prismes orthogonaux à la surface concernée ; c'est pourquoi la décussation joue un rôle important dans l'adhésion à l'émail [18].

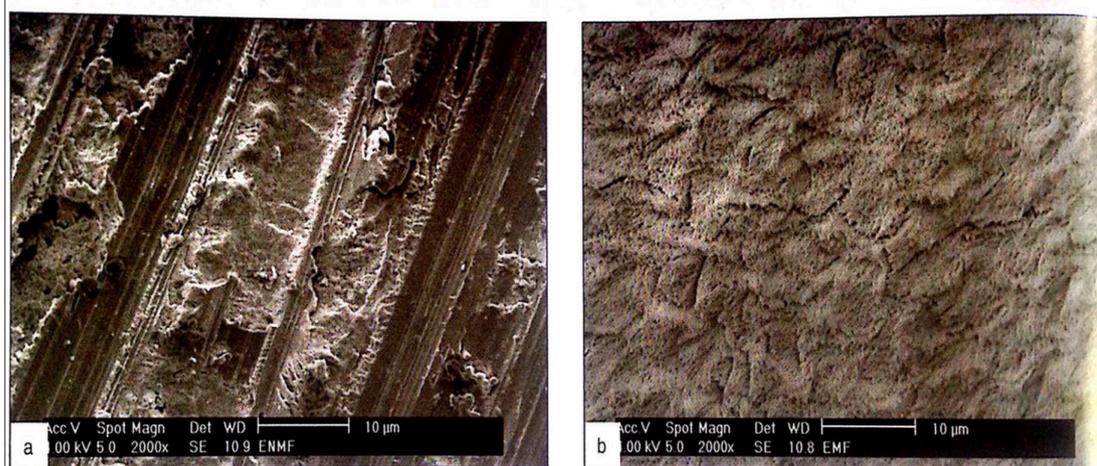


Figure 11 Images au microscope électronique à balayage à fort grossissement (x2000). Surface d'émail non mordancée avec sa boue amélaire (a). Surface d'émail fraisée et mordancée laissant apparaître les microreliefs prismatiques (b) [18].

3.2.2.1.2 Action sur la dentine

En 1982 grâce à la microscopie électronique à balayage, Nakabayashi *et al.* ont pu observer la liaison de la résine à la dentine mordancée. Celle-ci implique la diffusion de monomères liquides dans les espaces entourant les fibrilles de collagène de la matrice déminéralisée. Ils ont constaté que la force de résistance à la traction est de 18 MPa au niveau de la dentine. Observée pour la première fois, cette zone d'inter-diffusion est nommée « couche hybride » [61].

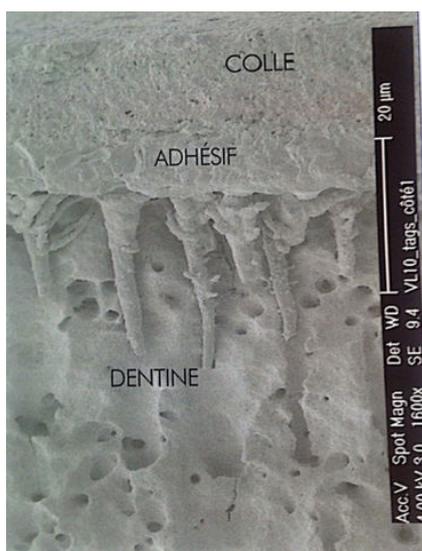


Figure 12 Image au microscope électronique à balayage (x16000) des tags de résine et leurs interconnexions après dissolution de la dentine [18].

L'acide phosphorique déminéralise la matrice dentinaire (jusqu'à 20 microns de profondeur) exposant les fibrilles de collagène. Sa forte acidité (pH 0,1 à 0,4) assure l'élimination de nombreuses bactéries [32]. Le tableau ci-dessous indique les proportions de minéraux, collagène, eau et résine contenues dans la dentine minéralisée, mordancée, infiltrée [60].

Tableau 3 Composition théorique de la dentine déminéralisée avant et après la procédure de collage [60].

	Mineralized dentin	Etched/rinsed dentin	Primed/infiltrated dentin	Aged/degradation
Mineral	50	0	0	0
Collagen	30	30	30	0-30 ^b
Water	20	70	0 ^a	0-30 ^b
Resin	0	0	70 ^a	20-50 ^c

^a Perfect hybrid layer.
^b Water replaces destroyed collagen fibrils.
^c Loss of collagen fibrils often leads to loss of interfibrillar resin.

À l'issue du mordantage et du rinçage de la dentine, l'eau remplace le volume de dentine précédemment occupé par des minéraux [46]. Il s'agit de la première étape de la formation de la couche hybride.

En 1992 Kanca a lancé une étude *in vitro* pour évaluer la capacité d'un adhésif à se lier à un substrat dentinaire humide ou sec. Les surfaces dentinaires humides ont présenté des forces d'adhérence significativement supérieures à celles des surfaces sèches. Il a également montré que le temps de séchage et la distance seringue-dent ont un impact significatif sur les forces de liaison par cisaillement. Des temps de séchage plus longs et des distances seringue-dent plus courtes ont affecté négativement la force d'adhésion de l'adhésif étudié [41] [42].

En 2007 une expérience menée sur de la dentine bovine a révélé que l'intégrité structurelle du collagène de type I est essentielle pour une liaison efficace de la dentine [78]. Si la dentine est trop séchée, son architecture s'effondre et l'adhésif n'est plus en mesure de s'infiltrer entre les fibrilles de collagène pour former la couche hybride [75]. Ainsi l'étape du séchage est cruciale dans la formation de la couche hybride. Il faut parvenir à sécher sans assécher.

Sachant que l'eau entoure et mouille les fibrilles de collagène, les monomères adhésifs doivent la déplacer pour parvenir à développer un contact intime avec les fibrilles et créer les tags de résine. Pour cela l'utilisation d'un primaire est indispensable.

Le primaire est une solution hydrophile de monomères résineux, qui permet d'infiltrer les monomères de la résine adhésive dans la dentine déminéralisée [6].

Il faut souligner qu'une infiltration complète des monomères dans la dentine humide et déminéralisée n'est pas systématiquement obtenue. Ce faisant, elle laisse des zones incomplètement infiltrées au fond de la couche hybride contenant des fibrilles de collagène dénudées et entourées d'eau de rinçage [32]. Cela a été confirmé par un marquage immuno-histochimique de la dentine mordancée et infiltrée de résine, après coloration avec des anticorps anti-collagène de type I. L'expérience a révélé un faible marquage des fibrilles de collagène dans la moitié supérieure de la couche hybride et au contraire, un marquage intense des fibrilles de collagène dans la partie la plus profonde [8]. Plusieurs études utilisant du nitrate d'argent ont mis en évidence la présence de nano infiltrations d'ions et de particules au sein de la couche hybride [102].

Ces résultats suggèrent que l'encapsulation par la résine des fibrilles de collagène mordancées est plus importante dans la moitié supérieure que dans la moitié inférieure de la couche hybride.

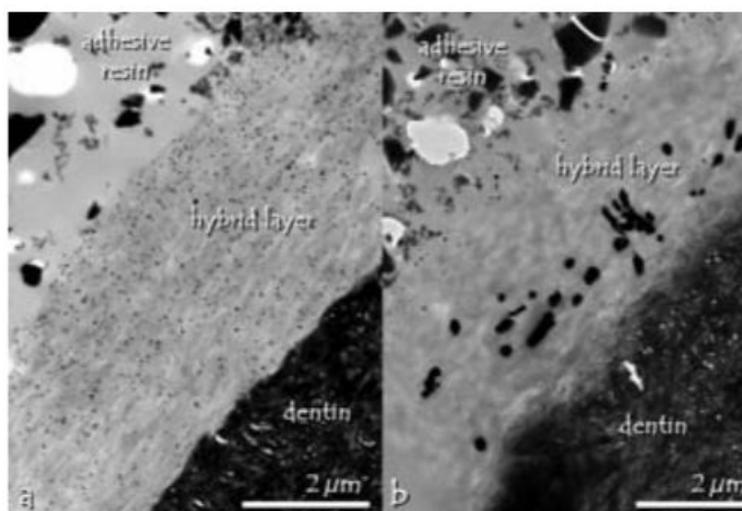


Figure 13 Micro photographies de microscopie électronique à transmission illustrant le dépôt d'argent dans la couche hybride produite par M&R3 lorsque (a) la solution de nitrate d'argent a été introduite dans la chambre pulpaire ouverte ou (b) lorsque la dent entière a été immergée dans du nitrate d'argent pendant 24 h [102].

La présence d'eau résiduelle dans la dentine et/ou les adhésifs peut diminuer la polymérisation des monomères adhésifs ; ce qui tend à accroître la perméabilité dans la couche adhésive et partant, à favoriser sa dégradation [107]

En 2005 une étude *in vitro* a examiné les taux de raidissement de la matrice dentinaire déminéralisée après l'exposition à différents solvants purs (acétone, éthanol, méthanol, propanol), à l'air et HEMA. Les résultats montrent une augmentation systématique du module d'élasticité avec le temps. L'éthanol et l'acétone présentent les plus hauts taux de rigidification (0,8/0,9 Mpa/min). Il en ressort que le taux de raidissement induit par le solvant de la matrice de dentine déminéralisée dépend à la fois du temps et du solvant. La capacité des solvants à raidir rapidement la matrice de dentine déminéralisée peut être importante pour maintenir la matrice infiltrée de résine expansée pendant l'étape d'évaporation du solvant lors de la liaison à la résine [23].

En 2006 une étude a examiné la force de liaison par micro tension de 5 adhésifs expérimentaux (50% en poids d'éthanol / 50% de comonomères) présentant des degrés d'hydrophilie différents, à la dentine mordancée humide à l'eau, à l'éthanol ou au séchage à l'air. Les résultats de cette étude montrent que la liaison par voie humide avec de l'éthanol plutôt qu'avec de l'eau, augmente les forces de liaison grâce à l'utilisation de résines relativement hydrophobes. Ce concept de liaison par voie humide peut amener des monomères hydrophobes à pénétrer dans la matrice de la dentine, créant ainsi des couches hybrides et adhésives plus hydrophobes qui absorberont moins d'eau avec le temps en milieu buccal [65].

En 2007 la microscopie à fluorescence laser multi-photons a été utilisée pour mesurer la micro-perméabilité de l'interface résine-dentine avec des résines plus ou moins hydrophiles. Le tableau ci-dessous présente la composition des résines adhésives utilisées pour cette étude [85].

Tableau 4 Composition des résines [85].

	Résine soignée	Résine Solvée
Single Bond Plus (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	-	20% en poids de bisgma
	-	15% en poids HEMA
	-	10% en poids d'acide polyalcoénoïque
	-	35% en poids d'éthanol / eau
	-	5-10% de glycérol-1,3-diméthacrylate
	-	5 à 10% de diméthacrylate de diuréthane
Résine 1 (la plus hydrophobe)	70% en poids d'E-BisADM	34,4% en poids E-BisADM
	28,75% TEGDMA	14,35% TEGDMA
	-	50% en poids d'éthanol
Résine 2 (deuxième plus hydrophobe)	70% en poids de BisGMA	34,4% en poids de bisgma
	28,75% TEGDMA	14,35% TEGDMA
	-	50% en poids d'éthanol
Résine 3 (légèrement hydrophile)	70% en poids de BisGMA	34,4% en poids de bisgma
	28,75% HEMA	14,35% en poids de HEMA
	-	50% en poids d'éthanol
Résine 4 (plus hydrophile)	40% en poids de BisGMA	20% en poids de bisgma
	30% en poids de TCDM	14,4% en poids de TCDM
	28,75% HEMA	14,35% HEMA
	-	50% en poids d'éthanol
Résine 5 (la plus hydrophile)	40% en poids de BisGMA	20% en poids de bisgma
	30% en poids de bisMP	14,4% en poids de bisMP
	28,75% HEMA	14,35% HEMA
	-	50% en poids d'éthanol

Une solution d'eau et de colorant « jaune Lucifer » est placée sous une pression physiologique pulpaire durant 3 à 4 heures au contact d'un disque de troisième molaire humaine extraite dont la dentine contient soit de l'eau soit de l'éthanol (schéma ci-dessous). Cette solution s'infiltré dans les espaces remplis d'eau. Quand la liaison résine-dentine est parfaite, il ne doit pas y avoir de microporosités remplies par de la solution colorée. La micro perméabilité des résines appliquées avec la technique de liaison humide à l'éthanol ou à l'eau a été quantifiée en mesurant l'intensité de l'émission de fluorescence (λ) du jaune de Lucifer absorbé par les couches hybrides.

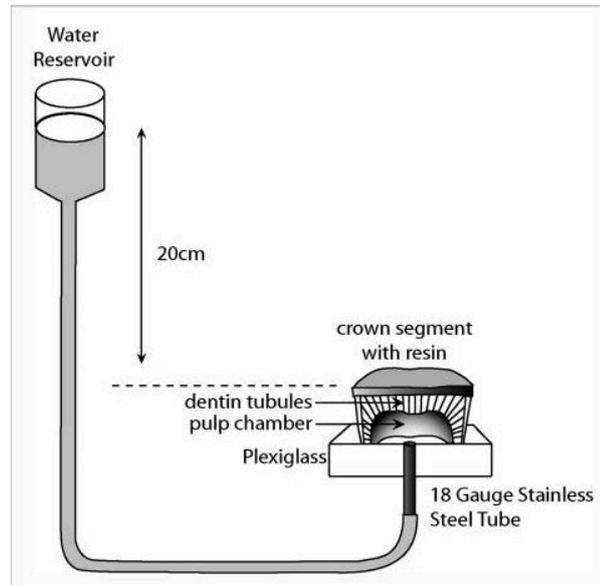


Figure 14 Schéma de l'expérience [85].

Lorsque les cinq mélanges de résines expérimentaux et Single Bond Plus ont été appliqués avec la technique de liaison humide à l'éthanol, la micro-perméabilité était significativement plus faible ($p < 0,05$ - diminution de 88%) que celle obtenue avec l'eau. Il n'y avait pas de différences significatives parmi les cinq résines dans le groupe de liaison humide à l'éthanol.

Il semblerait que la liaison humide à l'éthanol permette d'obtenir une meilleure étanchéité entre les tags de résine et les parois des tubules. De sorte qu'elle empêcherait le colorant fluorescent de pénétrer dans l'interface résine-dentine.

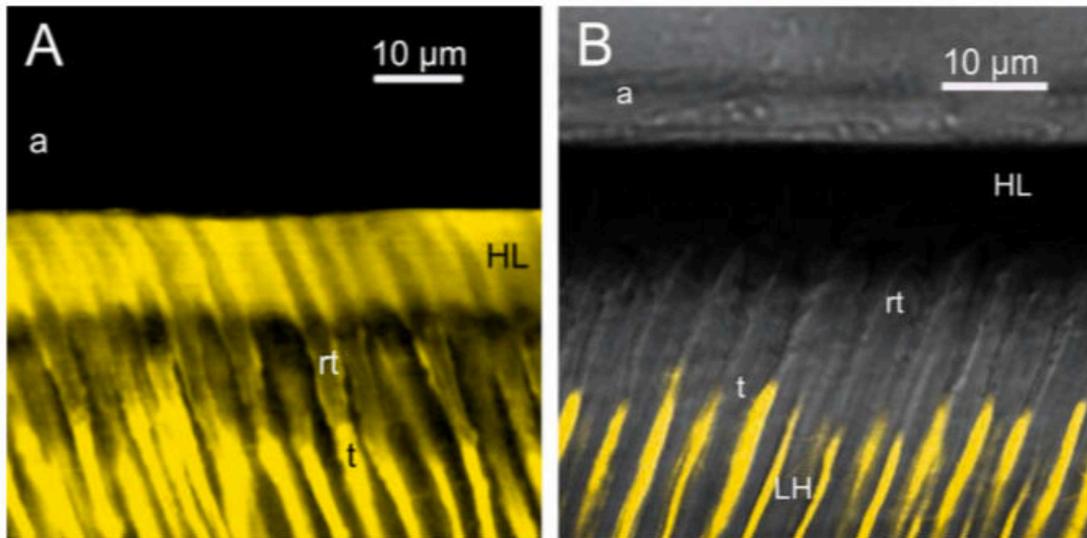


Figure 16 Images microscopiques confocales à balayage laser des liaisons résine-dentine réalisées sur des segments de couronne. A: liaison résine-dentine à base de dentine saturée en eau. Il existe un continuum de fluorescence des tubules dentinaires (t), autour des tags de résine (rt) dans la couche hybride. La couche hybride (HL) est entièrement fluorescente. B: liaison résine-dentine saturée d'éthanol, le jaune lucifère dans les tubules dentinaires (t) s'est arrêté quand il a rencontré la zone de 10 µm d'épaisseur de résine (rt), juste en dessous de la couche hybride. Aucun jaune de lucifère ne passe autour des tags de résine, laissant la couche hybride exempte de fluorescence.[85]

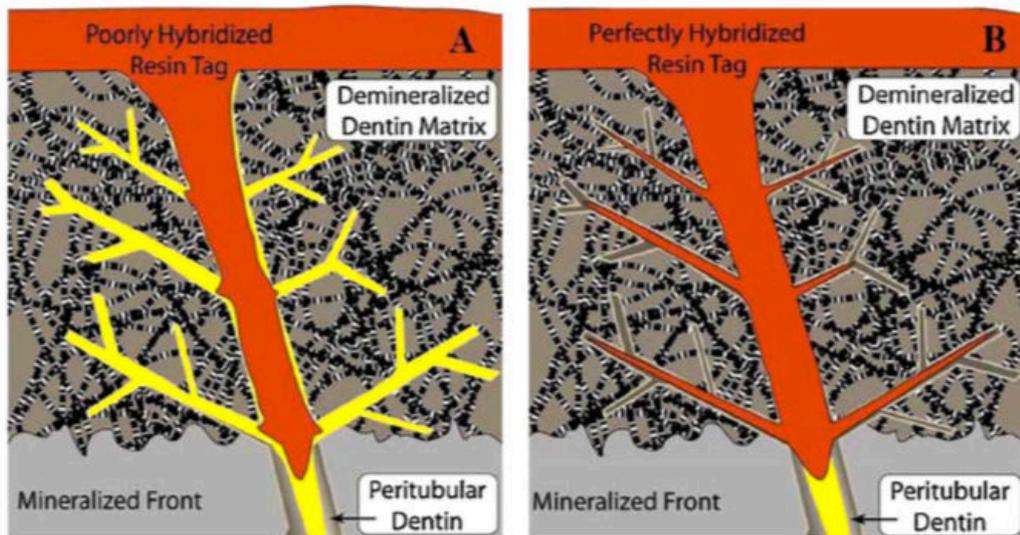


Figure 15 Schéma de la micro-perméabilité des résines liées à la dentine (A) attaquée à l'acide et saturée en eau par rapport à la dentine (B) saturée en éthanol [85]

En 2007 une étude a testé l'hypothèse selon laquelle la liaison hydrophobe à la dentine mordancée à l'acide peut être réalisée avec l'utilisation de BisGMA solvatoé uniquement à l'éthanol. Le remplacement de l'éthanol par la dentine saturée en eau a produit des espaces interfibrillaires plus larges, un rétrécissement plus important des fibrilles de collagène et des couches hybrides plus étroites. Les adhésifs BisGMA expérimentaux démontrent que les résines relativement hydrophobes peuvent être hybridées à la dentine mordancée en augmentant ses caractéristiques hydrophobes via l'utilisation d'éthanol. Ils doivent être optimisés avant l'application clinique [96]

L'application de résines plus hydrophobes autorise une meilleure étanchéité de la dentine mordancée si le substrat est saturé d'éthanol plutôt que d'eau.

En résumé, le système adhésif M&R3 doit pénétrer les tubuli (pour créer les tags nécessaires à l'adhésion micromécanique) et infiltrer les fibrilles de collagène exposées à la surface de la dentine intertubulaire déminéralisée (pour créer la couche hybride). Le mordantage suivi du rinçage et du séchage assure une élimination totale de la boue dentinaire créée lors de la mise en forme de la cavité, l'ouverture des tubuli et la déminéralisation des zones péri et inter-tubulaires allant jusqu'à 20 microns de profondeur. La résine adhésive étant hydrophobe, l'utilisation d'un primaire amphiphile est indispensable pour que celle-ci pénètre les tubuli dentinaires après que l'eau en a été chassée [4].

3.2.2.2 Les systèmes auto-mordançants en 2 temps

Les étapes du protocole d'utilisation du SAM 2 sont [31] :

- application du primaire acide et séchage,
- application de la résine adhésive et photopolymérisation.

Les systèmes adhésifs auto-mordançants en deux étapes comprennent l'utilisation d'un primaire mordançant hydrophile ; il combine des monomères acides qui mordangent et infiltrent simultanément le substrat dentaire ; ainsi qu'une couche de résine adhésive hydrophobe. Ils peuvent être classés en «forts» ($\text{pH} < 1$) «forts intermédiaires» ($\text{pH} \approx 1,5$), «doux» ($\text{pH} \approx 2$) et «ultra-doux» ($\text{pH} \geq 2,5$) en fonction de leur agressivité de mordantage. Plus les systèmes sont acides, plus la déminéralisation du substrat dentaire est profonde, et plus elle se rapproche de celle du mordantage à l'acide phosphorique [27].

En 2008, une étude *in-vitro* a eu pour objectif d'étudier l'ultra-morphologie de l'interface formée par les adhésifs auto-mordançants «tout en un». Elle a montré que seuls les systèmes adhésifs auto-mordançants forts ($\text{pH} < 1$) sont capables de créer des microporosités à la surface de l'émail [76].

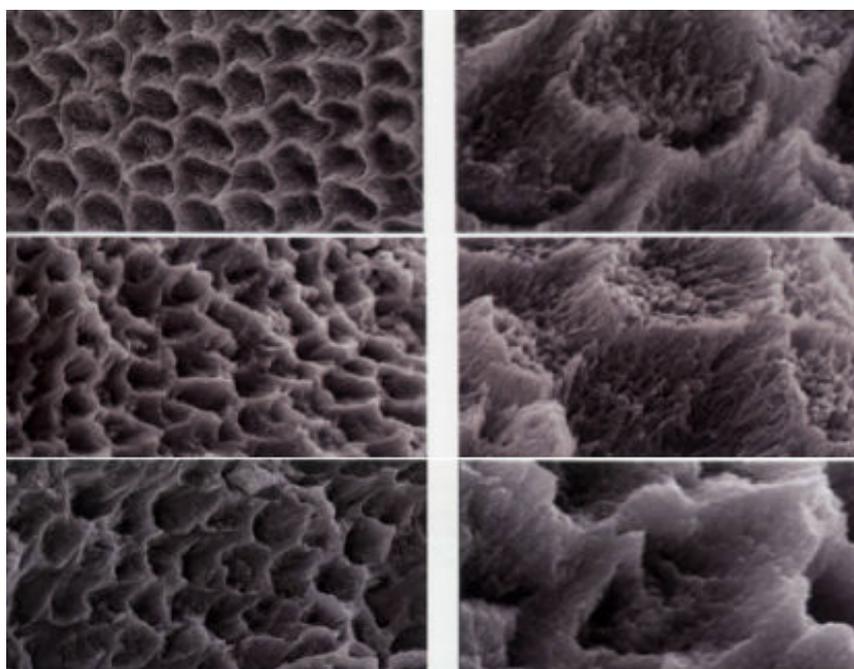


Figure 17 Microphotographies de microscopie électronique à balayage de l'action d'un adhésif auto-mordançant dit fort, intermédiaire puis doux sur l'émail [30].

En 2006 une expérience a évalué la force d'adhésion des systèmes auto-mordançants doux, avec et sans mordançage à l'acide phosphorique préalable. En testant la résistance à la micro-traction, elle en a conclu que l'utilisation d'acide augmente les valeurs de l'adhésion sur l'émail mais diminue celles sur la dentine [101].

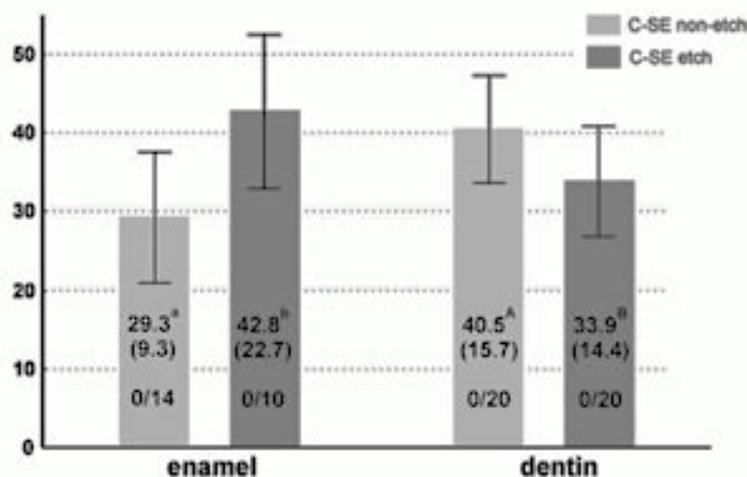


Figure 18 Histogramme illustrant les forces de résistance à la micro-traction d'un système adhésif auto-mordançant doux sur l'émail et la dentine mordancés ou non [101].

Au niveau dentinaire, plus le primaire est fort plus la couche hybride est profonde (jusqu'à 4 microns pour les SAM forts et seulement quelques nanomètres pour les SAM faibles). Toutefois les phosphates de calcium dissous lors la première étape s'avèrent instables en milieu aqueux et ne sont pas éliminés par rinçage. Ainsi la stabilité et la longévité de l'adhésion se trouvent compromises. En définitive, les SAM forts sont à éviter. En déminéralisant superficiellement la dentine, les SAM doux forment une couche hybride mince et laissent une quantité substantielle de cristaux d'hydroxyapatite autour des fibrilles de collagène [103].

Les monomères des SAM vont pouvoir interagir avec ces cristaux pour aboutir à une adhésion chimique. On parle du concept d'adhésion-décalcification. Dès lors que le monomère a interagit avec les cristaux, il existe 2 possibilités d'évolution. Si la liaison ionique est stable hydrolytiquement, elle aboutit à la formation d'un sel de monomère de calcium capable de se copolymériser avec la résine adhésive. Si la réaction n'est pas stable, elle entraîne une décalcification et une libération de calcium et de phosphate à la surface de la dent [103].

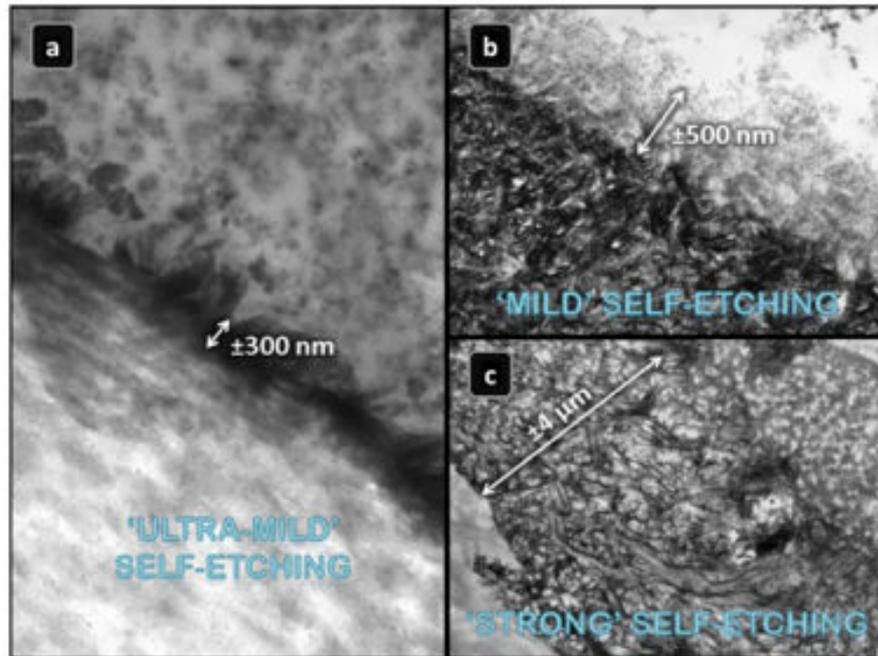


Figure 19 Photographies de microscopie électronique à transmission (MET) illustrant l'interface dentine-adhésif formée par des SAM, dont l'ultrastructure dépend de l'interaction des monomères fonctionnels avec la dentine et de l'acidité du système adhésif. (a) SAM très doux : la couche hybride mesure 300nm d'épaisseur. (b) SAM doux : la couche hybride mesure environ 500nm d'épaisseur. (c) SAM fort : la couche hybride mesure environ 4 microns d'épaisseur [103].

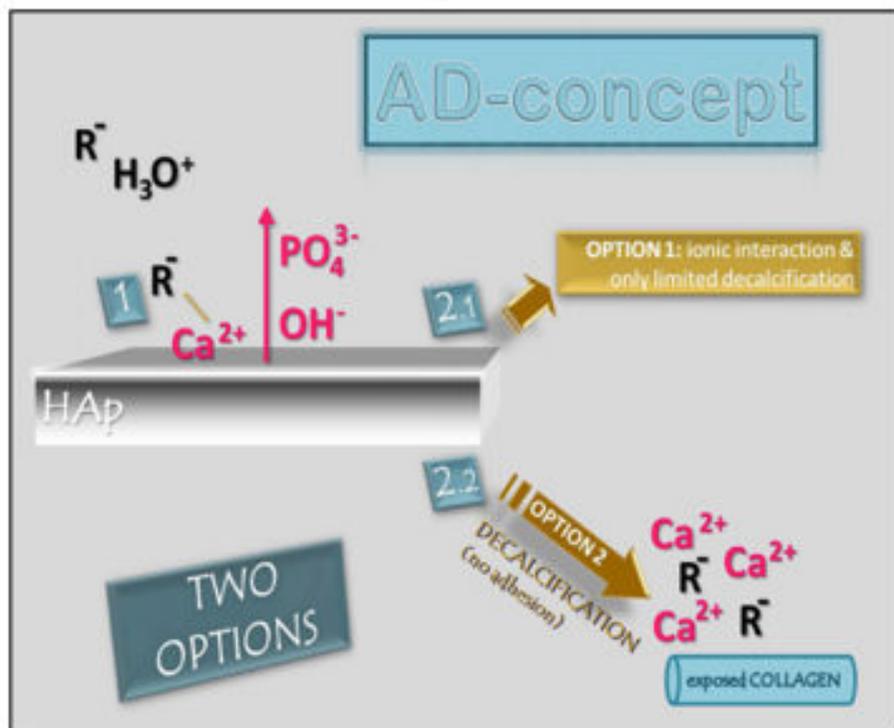


Figure 20 Schéma illustrant le concept d'adhésion-décalcification [103].

En 2004 Yoshida a comparé l'adhérence des monomères fonctionnels à l'hydroxyapatite. Les résultats indiquent que le monomère 10-méthacryloyldécyldihydrogénophosphate (10-MDP) adhère facilement à l'hydroxyapatite. Cette liaison paraît très stable, comme le confirme la faible vitesse de dissolution de son sel de calcium dans l'eau. Le potentiel de liaison de l'acide 4-méthacryloxyéthyltrimellitique (4-MET) est sensiblement inférieur. Le monomère 2-méthacryloxyéthylphénylhydrogénophosphate (phényl-P) et sa liaison à l'hydroxyapatite ne semblent pas être stables sur le plan hydrolytique. Les systèmes doux contenant du 10-MDP sont à privilégier [110] [106].

Les forces de résistance à la traction des SAM doux sont plus importantes pour la dentine que pour l'émail. La réalisation d'un mordantage sélectif de l'émail augmente significativement cette résistance pour l'émail mais pas pour la dentine [103].

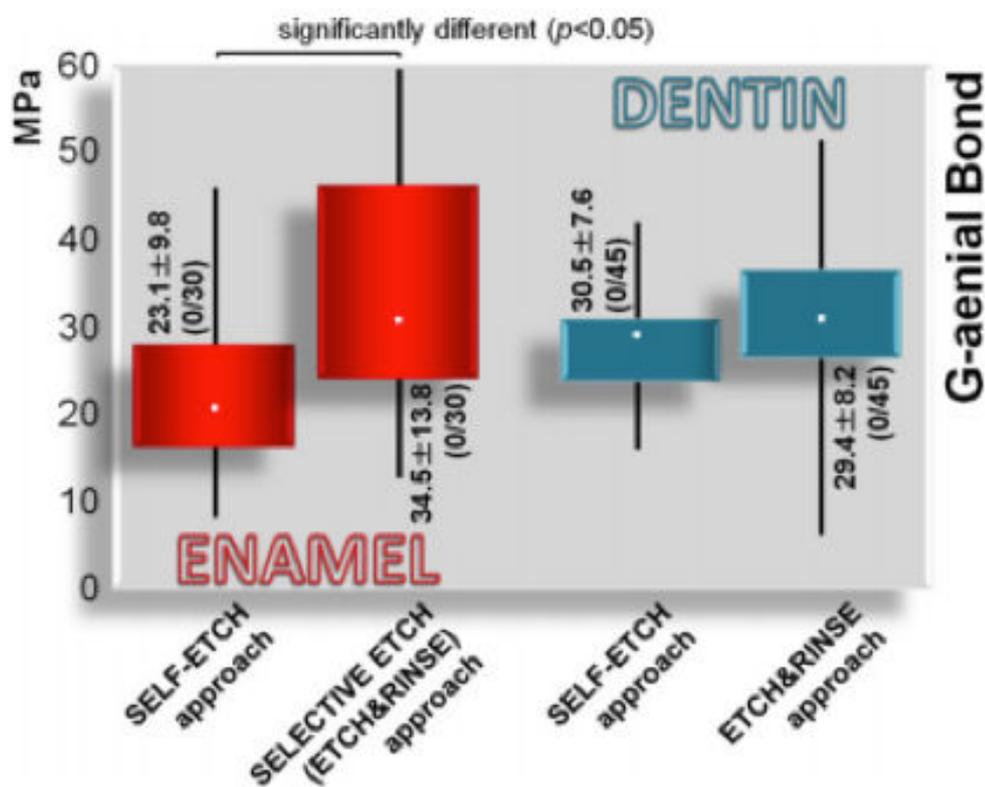


Figure 21 Histogramme illustrant les forces de résistance à la traction d'un SAM doux à l'émail et la dentine selon le protocole classique d'utilisation et avec un mordantage sélectif de l'émail [103].

En maintenant l'étanchéité marginale, l'interaction chimique réduit la dégradation des restaurations en milieu aqueux. À l'heure actuelle le principal défi des adhésifs auto-mordançants est de dissoudre la boue dentinaire sans déminéraliser la surface de la dent trop profondément ; ce qui éliminerait l'hydroxyapatite à l'interface. Or sa préservation est essentielle, non seulement pour protéger le collagène d'une agression chimique externe, mais aussi pour fournir le calcium nécessaire pour assurer la liaison chimique au monomère fonctionnel.

Ainsi les SAM 2 sont indiqués dans le comblement de cavités dotées d'une grande surface dentinaire, les cavités profondes avec un risque de sensibilité post opératoire ainsi que les cavités en présence d'un parodonte inflammatoire (pas de mordançage) [22].

3.2.2.3 Conclusion

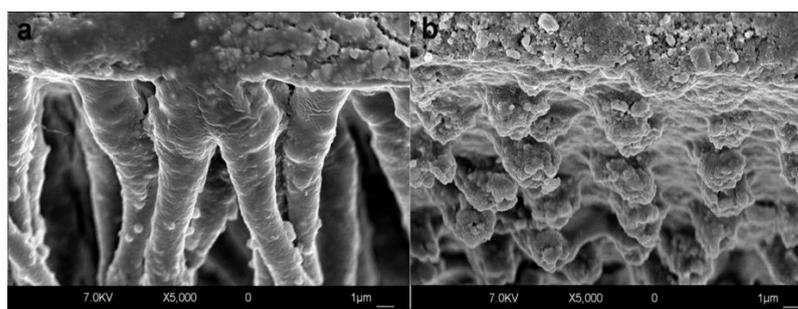


Figure 22 Microphotographies FEISEM d'un système adhésif (a) Mordançage et Rinçage et (b) Automordançant dans les tissus profonds de la dentine. A : Les tags de résine infiltrent les tubuli dentinaires. B : La résine ne s'infiltré pas plus loin que la couche de frottis, révélant une morphologie plus homogène dépourvue de longs tags de résine. [7]

De ces travaux de recherche, il ressort que l'adhésion des composites à l'émail et à la dentine grâce aux systèmes M&R3 est uniquement mécanique ; alors que les SAM2 doux assurent une adhésion physico-chimique à la dentine (adhésion-décalcification). Les forces de résistance à la traction sur la dentine sont de 18 MPa pour les M&R3 contre 30,5 +/- 7,6 MPa pour les SAM2 doux. Cependant le mordançage de l'émail à l'acide phosphorique lors de l'utilisation des M&R 3 permet la création d'une infrastructure plus favorable à l'adhésion des composites que lors de l'utilisation des SAM2 doux. Ainsi sous réserve qu'un champ opératoire étanche soit mis en place, les M&R3 seront utilisés pour des cavités peu profondes entourées d'émail en grande quantité ; tandis que les SAM2 seront préférés pour des cavités principalement dentinaires.

3.2.3 L'adhésion des ciments verre-ionomères

Les ciments verre-ionomères adhèrent naturellement aux tissus dentaires calcifiés. Les valeurs de leurs forces de traction sur l'émail varient entre 2,6 et 9,6 MPa et sur la dentine entre 1,1 à 4,1 MPa [79]. Les forces de liaison plus élevées pour l'émail que pour la dentine suggèrent que la liaison se produit dans la phase minérale. En outre, elle se développe rapidement sachant qu'environ 80% de la force de liaison finale est atteinte en 15 minutes. Après quoi elle augmente pendant plusieurs jours [92].

L'adhésion se déroule en plusieurs étapes. La première est l'adhésion mécanique. Le verre-ionomère hydrophile présente une bonne mouillabilité sur les tissus dentaires. Celle-ci est augmentée avec l'utilisation d'acide polyacrylique 37% qui ouvre les tubuli dentinaires et déminéralise partiellement la surface de la dent [108]. Observée expérimentalement par la spectroscopie photoélectronique, la seconde étape est l'adhésion physico-chimique entre les ions calcium de l'hydroxyapatite et les groupes carboxylates du verre ionomère [111]. Elle aboutit à la formation de la couche d'échange ionique entre le tissu dentaire et le matériau.

En 2004 Ngo *et al.*[63] ont mené une étude *in vivo* sur 13 premières molaires permanentes atteintes de lésions carieuses étendues. L'objectif était d'évaluer la reminéralisation de la dentine après la restauration des lésions à l'aide d'un ciment verre-ionomère (FUJI IX GP). Les cavités ont été préparées à minima et entourées d'émail sain. Après une période de 1 à 3 mois, les dents ont été extraites et examinées à l'aide de la microanalyse à sonde électronique et de la microscopie électronique à balayage. Les observations montrent que les ions fluor et strontium ont pénétré profondément dans la dentine déminéralisée sous-jacente. La seule source possible de ces ions étant le CVI, il en a été conclu qu'il existe une zone d'échange ionique entre le tissu dentaire et le matériau aidant à sa reminéralisation.

En 2004 Van Duinen *et al.* ont utilisé la microscopie électronique à balayage pour mettre en avant ces échanges. Sur des restaurations ayant persisté 2 à 3 ans minimum en milieu buccal, ils ont observé une modification de la structure du matériau et une interaction continue entre le CVI et le tissu dentaire [100] ; ce qui est la preuve d'une forte adhésion entre les deux.



Figure 23 Photographie de la couche d'échanges ioniques entre la surface dentaire (au-dessus) et le ciment verre-ionomère (en dessous) [92].

En 2000 Xie *et al.* ont entrepris une étude *in vitro* pour déterminer la résistance à la flexion, à la compression, à la traction diamétrale, à l'usure ainsi que la dureté Knoop de dix ciments verre-ionomères commerciaux. Les surfaces de fracture de ces ciments ont été examinées au moyen de techniques de microscopie électronique à balayage afin d'apprécier les relations entre les propriétés mécaniques et les microstructures des ciments. Les échantillons ont été conservés pendant 7 jours dans de l'eau distillée à 37°C avant d'être étudiés.

Les résultats montrent que la résistance à la flexion et à la traction diamétrale est d'autant plus élevée que la microstructure est intégrée. Plus les charges sont faibles, plus la résistance à la compression est importante. Une dureté Knoop plus forte était associée à une combinaison de charges plus petites et à une moindre porosité. Des particules de verre de plus grandes dimensions et une microstructure mieux intégrée ont contribué à une meilleure résistance à l'usure. Il en ressort que les propriétés mécaniques des CVI sont étroitement liées à leurs microstructures. Des facteurs tels que l'intégrité de l'interface entre les particules de verre et la matrice polymère, la taille des particules et le nombre et la taille des vides jouent un rôle important dans la détermination des propriétés mécaniques du matériau [109].

En 2002 Pereira *et al.* ont réalisé une expérience *in-vitro* sur 40 molaires humaines pour évaluer la résistance à la traction et à la compression de différents CVI et CVI-MAR. Les résultats indiquent que la résistance à la traction varie dans l'émail de 4,9 MPa à 11,36 MPa et dans la dentine de 2,52 à 5,59 MPa.

Les CVI-MAR présentent les valeurs les plus élevées de résistance à la traction et la compression [77].

Terrier *et al.* ont mené une étude dont l'objectif était de comparer la résistance à la traction d'un CVI classique (Fuji IX), d'un CVI modifié par une résine (Fuji II LC) et de deux adhésifs pour dentine à base de résine (Prime et Bond NT avec NRC et Single Bond). Douze échantillons ont été préparés pour chaque matériau sur de la dentine primaire et permanente. Les échantillons ont été préparés de la même manière, puis séchés au point critique, fracturés et revêtus par pulvérisation cathodique pour les observations FE-SEM. Les résultats montrent que les forces de liaison globales sont plus grandes pour la dentine permanente (CVI : 12,2 MPa – CVIMAR : 20,1 MPa) que pour la dentine primaire (CVI : 9,7 MPa - CVIMAR : 16 MPa). La résistance à la traction des CVIMAR est supérieure à celle des CVI classiques. Il en résulte que les matériaux testés conviennent au collage sur une dentine primaire ou permanente, mais que les CVI modifiés à la résine sont susceptibles de fournir une liaison plus solide que les CVI classiques [9].

3.2.4 Conclusion

Les résines composites ont besoin d'un système adhésif pour adhérer aux tissus dentaires. Les systèmes M&R III et SAM 2 doux se distinguent par leurs performances cliniques. Les M&R III autorisent une infiltration importante de la résine dans l'émail et les SAM 2 offrent une bonne résistance à la traction dans la dentine. D'un point de vue clinique le protocole d'utilisation des M&R III est plus contraignant que celui des SAM 2. Dans les deux cas l'utilisation d'une digue étanche est nécessaire. Les ciments verre-ionomères adhèrent naturellement aux tissus dentaires et assurent la formation d'une couche d'échanges ioniques. Les forces de résistance à la traction sont meilleures pour les CVI-MAR que pour le CVI conventionnel. Leur mise en place est plus aisée que celle d'un composite.

3.3 Longévité des restaurations.

3.3.1 Longévité des résines composites.

En 2012 une revue de littérature a regroupé 34 études publiées entre 1996 et 2011 incluant des cas de restaurations postérieures au composite et suivis pendant au moins 5 ans. L'objectif était d'étudier les facteurs influençant la longévité de ces restaurations. Pour 90% des études cliniques, elle montre que les restaurations composites postérieures de classes I et II peuvent atteindre des taux d'échec annuels compris entre 1% et 3% ; cela en fonction de différents facteurs tels que le type et l'emplacement de la dent, l'habileté de l'opérateur et les éléments socio-économiques, démographiques et comportementaux inhérents au patient. Les propriétés du matériau ont un effet mineur sur la longévité. Les principales causes d'échec à long terme sont les caries secondaires, liées au risque de carie individuelle, et les fractures, liées à la présence d'un revêtement ou à la résistance du matériau utilisé, ainsi que des facteurs propres au patient, tels que le bruxisme [13].

En 2014 Opdam *et al.*[68] ont réalisé une méta-analyse dont l'objectif était d'étudier l'influence des variables inhérentes aux patients, aux matériaux et aux dents sur la survie des restaurations en résine composite postérieures.

Les critères d'inclusion étaient les suivants:

- études longitudinales de restaurations directes de classe II ou de classes I et II en dentition permanente,
- au moins 5 ans de suivi,
- au moins 20 restaurations évaluées lors du dernier rappel,
- jeux de données originaux disponibles, avec des informations sur la date de placement / échec / censure de toutes les restaurations incluses, surfaces restaurées, matériaux utilisés, utilisation de la base / support, raisons de l'échec clinique.

Les critères d'exclusion étaient les suivants:

- études non liées aux questions abordées ; à *savoir* : résultats différents, autres conceptions de cavité, dents primaires, dents antérieures, restaurations indirectes, rapports orthodontiques et endodontiques,
- les suivis antérieurs de la même étude,
- impossibilité de contacter les auteurs après 5 tentatives.

En définitive, les résultats ont porté sur 12 études représentant 2 816 restaurations (2 585 restaurations de classe II et 231 restaurations de classe I) dont 569 à la fin des périodes d'observation.

Tableau 5 Diagramme du nombre de restaurations en composite ayant échoué, avec la cause de l'échec, au cours des six premières années d'observation [68].

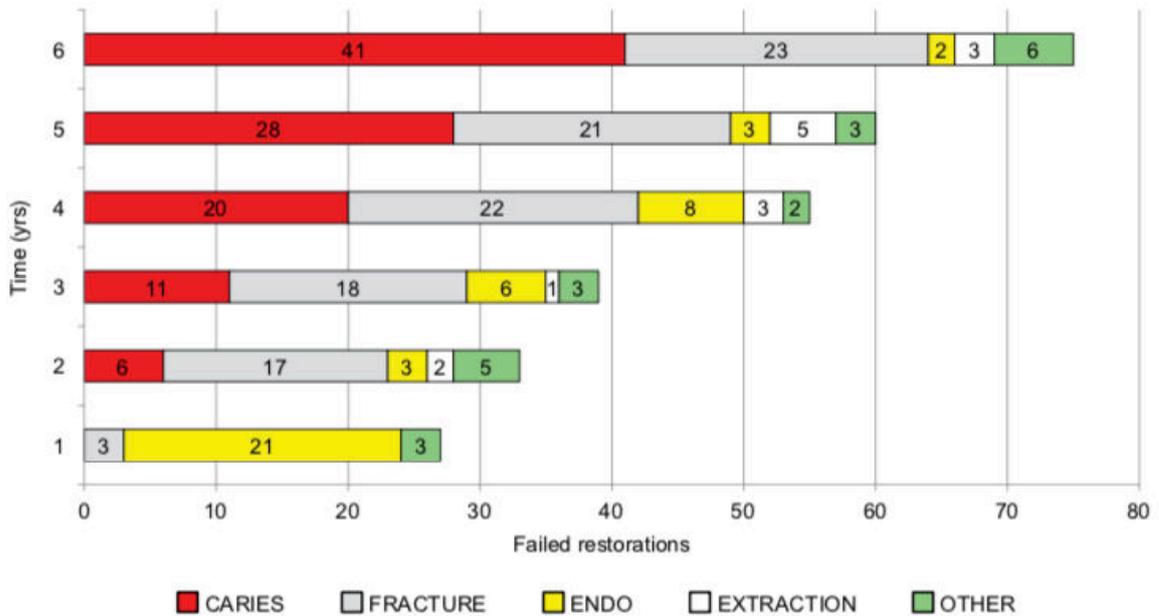


Tableau 6 Taux d'échec annuel pour les groupes de restauration [68].

Annual Failure Rates	Five-year, %	Ten-year, %
All restorations (n = 2,816)	1.8	2.4
Restorations in high-carries-risk* patients (n = 547)	3.2	4.6
Restorations in medium-carries-risk* patients (n = 385)	3.5	4.1
Restorations in low-carries-risk* patients (n = 1,815)	1.2	1.6
Lining/base GIC present (n = 963)	2.2	2.7
No lining/base GIC present (n = 1,853)	1.7	2.2
Compact-filled hybrid resin composites (n = 1,170)	1.6	2.2
Midway-filled hybrid resin composites (n = 1,646)	1.9	2.3

*For 68 individuals, the caries risk could not be established.

En conclusion de cette méta-analyse, il apparaît que le risque carieux individuel et le nombre de surfaces restaurées jouent un rôle significatif dans la survie de la restauration, mais aussi que les restaurations en résine composite postérieures montrent un taux d'échec de 1,8% à 5 ans et 2,4% à 10 ans.

3.3.1.1 Le retrait de polymérisation des résines composites.

Les caries secondaires, les fractures de restauration, l'infiltration marginale et la décoloration marginale sont liées au retrait de polymérisation [47]. Pour pallier ces inconvénients, les restaurations en résine composite conventionnelle sont effectuées par incréments ; ce qui s'avère être une technique efficace mais chronophage [74]. Pour minimiser la contraction de polymérisation, des modifications ont été apportées à la matrice des composites conventionnels. En outre, des composites de placement de masse (Bulk-Fill) ont été développés.

En 2018 Kruly *et al.* [49] ont réalisé une méta-analyse des données d'études disponibles relativement au comportement clinique des restaurations réalisées avec un composite de résine à faible retrait de polymérisation par rapport à un composite de résine à base de méthacrylates. L'hypothèse nulle testée est que les restaurations réalisées avec des composites à faible retrait de polymérisation ne montreraient pas les mêmes performances cliniques que celles effectuées avec des composites de résine à base de méthacrylates conventionnels. Les critères d'inclusion étaient :

- essais cliniques contrôlés randomisés avec suivi d'au moins 6 mois;
- études portant sur des composites avec des monomères conçus pour réduire le retrait de polymérisation;
- études réalisées avec des restaurations de classe I ou II dans la dentition permanente;
- études évaluant au moins l'un des critères suivants: intégrité / adaptation marginale, décoloration marginale, caries secondaires, rétention de restaurations composites et sensibilité post-opératoire.

Les requêtes dans les bases de données ont généré 14 217 études, réduites à 13 308 après suppression des doublons. Parmi celles-ci, 34 ont été sélectionnées pour l'analyse de texte intégral et 19 ont été exclues. Après l'examen des références et des citations, dans les 15 articles sélectionnés, 6 références qui ne figuraient pas dans la recherche et qui répondaient aux critères d'éligibilité ont également été incluses. Au final, l'analyse regroupe 21 études. Les preuves issues des essais cliniques contrôlés randomisés inclus dans cette revue indiquent que le comportement des résines composites à

faible retrait de polymérisation dans les restaurations postérieures des classes I et II en denture permanente est similaire à celui des résines à base de méthacrylates conventionnelles. D'autres aspects liés au succès à long terme des restaurations doivent être approfondis afin de mieux déterminer s'il existe un réel avantage à l'utilisation de composites contenant des monomères nouveaux et modifiés. Les preuves apportées dans les études incluses ont été jugées de bonne qualité, tandis que le risque de biais a été considéré comme faible.

Le retrait de polymérisation des composites varie entre 0,19 et 3,03 microns [1].

3.3.1.2 Infiltration des résines composites.

En 2013 Poggio *et al.* [80] ont mené une étude *in-vitro* dans le but d'évaluer les micro-infiltrations dans des cavités de classe II avec une limite apicale placée à 2mm sous la jonction amélo-cémentaire. Deux cavités de classe II normalisées ont été réalisées sur 50 dents humaines avant de les répartir de manière aléatoire dans 5 groupes pour les restaurer. Elles ont ensuite été immergées dans une solution de colorant à base de fuchsine à 0,5% et incubées à 37 °C pendant 24 heures. Enfin les échantillons ont été examinés au stéréomicroscope (X25) et leurs images analysées.

Toutes les cavités ont été traitées avec un protocole mordantage et rinçage en 2 temps (Adper Scotchbond 1 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)).

Les cavités du « groupe 1 » ont été restaurées par une couche de matériau fluide placée au niveau du plancher (Filtek MC Supreme XTE Flowable / 3MESPE, St. Paul, MN, USA) ; puis recouverte par un composite «nanofilled» (Universal Filtek Supreme XTE / 3MESPE, St. Paul, MN, USA), placé en 3 couches horizontales de 2 mm d'épaisseur.

Celles du « groupe 2 » ont été restaurées par une couche de matériau fluide (GrandioSo Heavy Flow / Voco GmbH, Cuxhaven, Allemagne) recouverte par un composite «nanoybride» (GrandioSo / Voco GmbH, Cuxhaven, Allemagne) placé en 3 couches horizontales de 2 mm d'épaisseur.

Le « groupe 3 » a utilisé un matériau fluide (SDR™ / Dentsply Caulk, Mildford, DE, USA) placé par couche de 4 mm et photopolymérisé pendant 20 secondes. Une couche occlusale de composite Esthet-X® HD (Dentsply Caulk, Mildford, DE, USA) a été ajoutée pour créer l'anatomie finale et compléter la restauration.

Le « groupe 4 » a utilisé un matériau fluide (Sonic Fill / Kerr, West Collins, Orange, Californie, Etats-Unis) placé avec la pièce à main Sonic Fill (distribution activée par ultrasons) par couche de 4 mm et durci à la lumière pendant 20 secondes. Sonic Fill est un système composite en une étape qui ne nécessite pas de couche de recouvrement supplémentaire.

Le « groupe 5 » a utilisé un composite «nanohybride» (Grandio / Voco GmbH, Cuxhaven, Allemagne), placé en 3 couches de 2 mm d'épaisseur.

La micro-infiltration de la marge cervicale a été enregistrée sur la base des critères suivants : score 0 = pas de pénétration du colorant, score 1 = pénétration du colorant limitée à l'émail, score 2 = pénétration du colorant au-delà de la jonction dentine-émail mais limitée aux 2/3 de la longueur de la paroi cervicale, score 3 = pénétration du colorant au-delà des 2/3 de la longueur de la paroi cervicale mais pas jusqu'à la paroi pulpaire, score 4 = pénétration du colorant vers la paroi pulpaire.

Tableau 7 Distributions de la fréquence des scores de micro-infiltration (en pourcentages) sur les limites dentinaires parmi les différents groupes testés [80]

	Score 0	Score 1	Score 2	Score 3	Score 4
Group 1	4 (20%)	3 (15%)	10 (50%)	1 (5%)	2 (10%)
Group 2	4 (20%)	9 (45%)	4 (20%)	1 (5%)	2 (10%)
Group 3	3 (15%)	10 (50%)	4 (20%)	2 (10%)	1 (5%)
Group 4	12 (60%)	5 (25%)	2 (10%)	1 (5%)	0 (0%)
Group 5	11 (55%)	7 (35%)	1 (5%)	1 (5%)	0 (0%)

Les résultats n'indiquent aucune différence significative entre les groupes 4 et 5 ; les deux ayant montré une distribution de fréquence significativement plus élevée du score 0. Les groupes 2 et 3 ont montré une prévalence significative du score 1, alors que le groupe 1 a présenté une fréquence significativement plus élevée du score 2. L'hypothèse nulle selon laquelle il n'y aurait pas de différence significative entre les micro-infiltrations des différentes techniques de restauration évaluées est rejetée.

Il en est conclu qu'aucune des techniques de restauration testées n'a permis d'éliminer complètement la micro-infiltration de colorant dans les marges de la dentine.

En 2016 [52] une étude *in vitro* a évalué la micro-infiltration des cavités de classe II restaurées avec des résines composites appliquées selon des techniques de remplissage incrémentiel, en vrac ou Sonic. Elle a porté sur 40 molaires humaines saines. Une cavité de classe II occluso-mésiale a été préparée dans chaque dent avec le bord cervical de la boîte proximale situé à 1 mm occlusal de la jonction amélo-cémentaire (CEJ). Les dents ont été ensuite réparties au hasard en quatre groupes de 10 spécimens. Dans chaque groupe, un adhésif auto mordant a été employé, suivi d'une résine composite appliquée en technique de remplissage incrémentielle (groupe I et II) , en vrac (III) ou sonique (IV).

Groupe I : technique incrémentielle oblique (Optibond tout en un + Herculite XRV Ultra), Groupe II : composite fluide puis technique incrémentielle oblique (Optibond tout en un + Premise fluide + Herculite XRV Ultra), Groupe III : bulk-fill recouvert (Liaison simple universelle + Filtek bulkfill + Filtek Z250XT), Groupe IV : bulk-fill (Optibond all in oneSonicFill).

Tous les spécimens restaurés ont été trempés dans du colorant à la fuchsine basique pendant 24 heures puis ont été sectionnés de manière mésiodistale afin de détecter l'ampleur de la pénétration du colorant par stéréomicroscopie. Les données ont été collectées et analysées statistiquement.

L'infiltration survenue au niveau des parois occlusales et cervicales à l'interface dent / restauration a été évaluée par le niveau de pénétration du colorant. Celui-ci a été noté de 0 à 4 selon les critères suivants :

- Pour la pénétration du colorant sur la paroi occlusale:

0- Pas de pénétration de colorant.

1- Pénétration de colorant dans la moitié de l'émail.

2- Pénétration de colorant dans plus de la moitié de l'émail.

3- Pénétration de colorant dans la dentine sans s'étendre dans la paroi pulpaire.

4- Pénétration de colorant dans la paroi pulpaire.

- Pour la pénétration du colorant sur la paroi cervicale:

0- Pas de pénétration de colorant.

1- Pénétration de colorant dans la moitié de l'émail.

2- Pénétration de colorant dans plus de la moitié de l'émail.

3- Pénétration de colorant dans la dentine sans s'étendre dans la paroi axiale.

4- Pénétration de colorant dans la paroi axiale.

Tableau 8 Diagramme comparant la micro-infiltration occlusale entre les différents groupes [52].

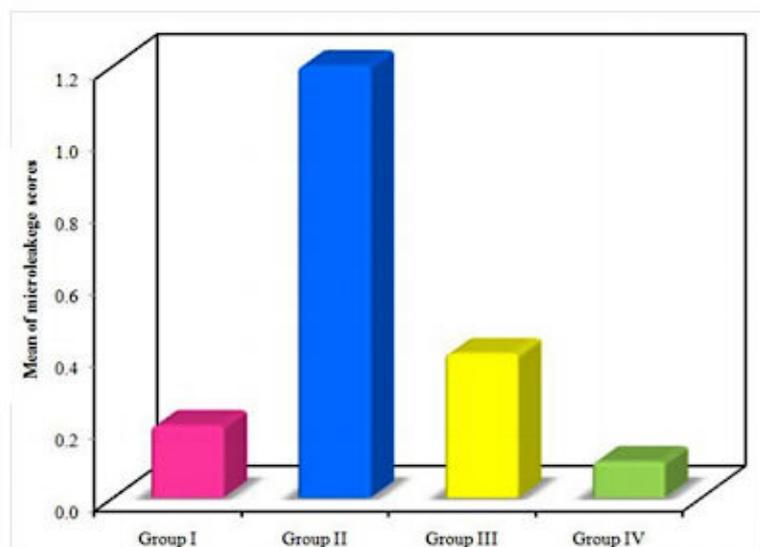
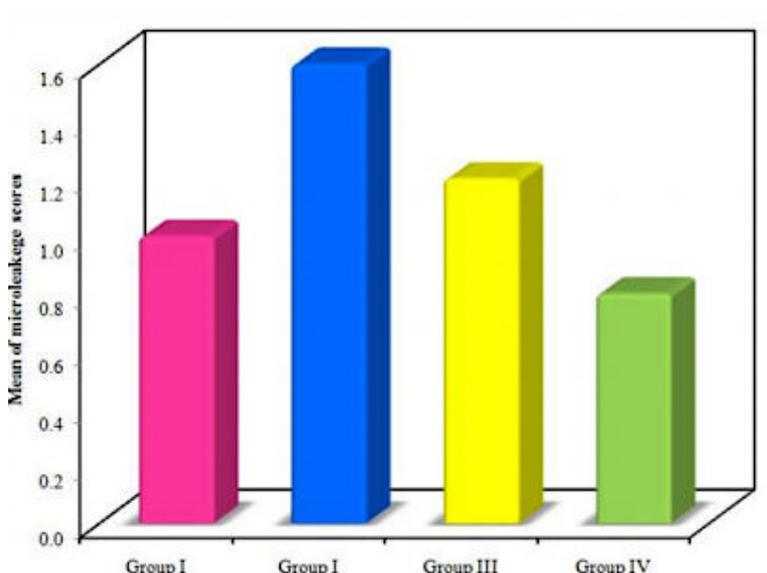


Tableau 9 Diagramme comparant la micro-infiltration cervicale entre les différents groupes [52].



Les résultats indiquent que les marges cervicales présentent plus de micro-infiltrations que les marges occlusales. Le groupe IV a enregistré la plus faible valeur moyenne de micro infiltration occlusale et cervicale tandis que le groupe II a présenté les plus fortes valeurs. Une différence significative a été mise en avant entre les groupes II et IV pour l'infiltration occlusale.

Il en a été conclu que le Sonic Fill donne les meilleurs résultats en terme de joint marginal.

En 2018 Segal et *al.*[90] ont mené une étude in-vitro sur 40 molaires humaines en vue d'évaluer la micro-infiltration marginale du composite SureFil® SDR (Bulk fill fluide). Les dents ont été réparties en deux groupes ; l'un ayant des cavités de classe II inférieures à la jonction amélo-cémentaire (groupe 1) ; l'autre ayant des cavités de classe II supérieures à cette jonction (groupe 2). Puis elles ont été restaurées à l'aide d'un adhésif auto mordançant et du SureFil SDR recouvert de ceramX avant d'être soumises à des cycles thermiques et de charge et exposées à une solution de colorant. Les résultats mettent en avant une pénétration de colorant dans 30% des restaurations du groupe 2 et dans 55% des 20 restaurations du groupe 1. Il en ressort que le composite bulk fill fluide offre une meilleure étanchéité marginale dans les cavités situées au-dessus de la jonction amélo-cémentaires. Il n'est pas recommandé pour les restaurations de cavités de classe II inférieures à la jonction amélo-cémentaire.

En 2014, une étude a déterminé le retrait volumétrique de polymérisation de quatre types de résines composites. En outre, elle a évalué les micro-infiltrations de ces matériaux dans des cavités de classe II avec et sans revêtement (CVI-MAR placé sur les parois axiales et pulpaire avant la mise en place de la résine composite) de ciment verre-ionomère modifié par de la résine. Cette étude *in vitro* a porté sur 128 prémolaires maxillaires extraites. Après le thermocyclage, les dents ont été immergées dans de la fuchsine basique à 0,5% pendant 24 heures, puis sectionnées dans le plan méso-distal et examinées à l'aide d'un stéréomicroscope.

Les résultats montrent une micro-infiltration pour toutes les dents, mais avec une réduction par la mise en place de la membrane de CVI-MAR. Aucune différence de micro-infiltration statistiquement significative n'a été observée entre les dents restaurées sans CVI-MAR. Le composite à base de silorane présente nettement moins de retrait volumétrique de polymérisation que les résines composites à base de méthacrylate ($p < 0,05$) mais cela n'affecte pas la micro-infiltration.

En conclusion, l'emploi de la doublure de CVI-MAR entraîne une réduction de la micro-infiltration [43].

3.3.1.3 Le coefficient de dilation thermique des résines composites.

La cavité buccale est soumise à d'importantes variations de température (0 à 67°C). Si l'on colle sur la dent un matériau qui se dilate davantage que celle-ci sous l'effet thermique, il se produit un choc à l'interface avec une perte d'étanchéité [73].

En 2018 Srivastava *et al.* [94] ont évalué et comparé l'effet de divers changements de température sur la distribution des contraintes dans une cavité de classe II mésio-occluso-distale (MOD). Celle-ci étant restaurée avec différents matériaux, en utilisant la méthode des éléments finis (considérée à ce jour comme la meilleure solution pour simuler la cavité buccale *in vitro*). Le but de cette étude était d'analyser la distribution de la température et des contraintes thermiques dans une deuxième prémolaire maxillaire intacte et avec une cavité MOD de classe II, restaurée avec différents matériaux. La première étape a été la modélisation de la dent intacte, puis son maillage et la réalisation de la cavité virtuelle.

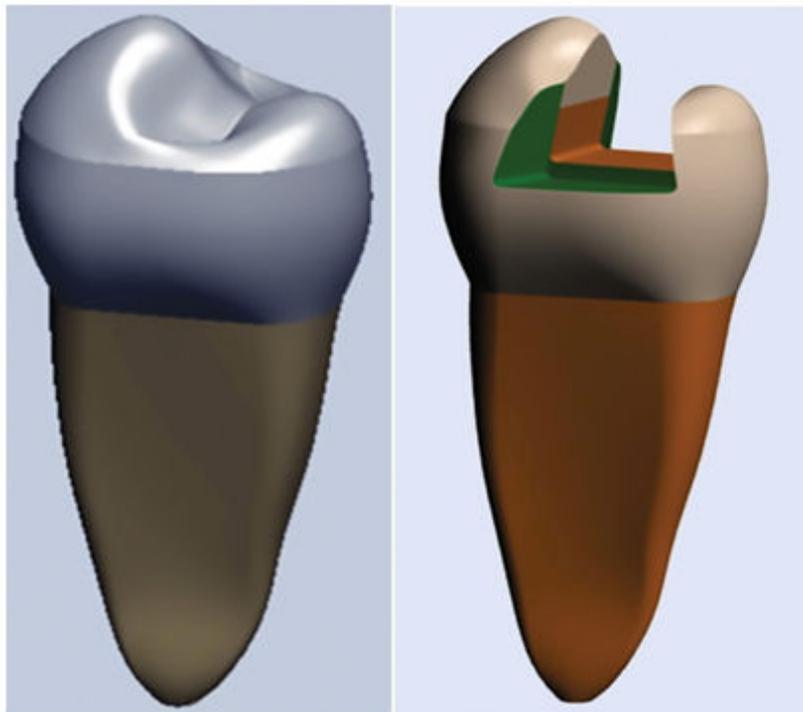


Figure 24 Image de la modélisation de la dent intacte et de la dent préparée [94] .

Tous les modèles ont été restaurés avec différents matériaux (composites, CVI (CPG), amalgame, oxyde de zinc eugéno) dotés de propriétés spécifiques.

Tableau 10 Propriétés des matériaux affectés au modèle [94].

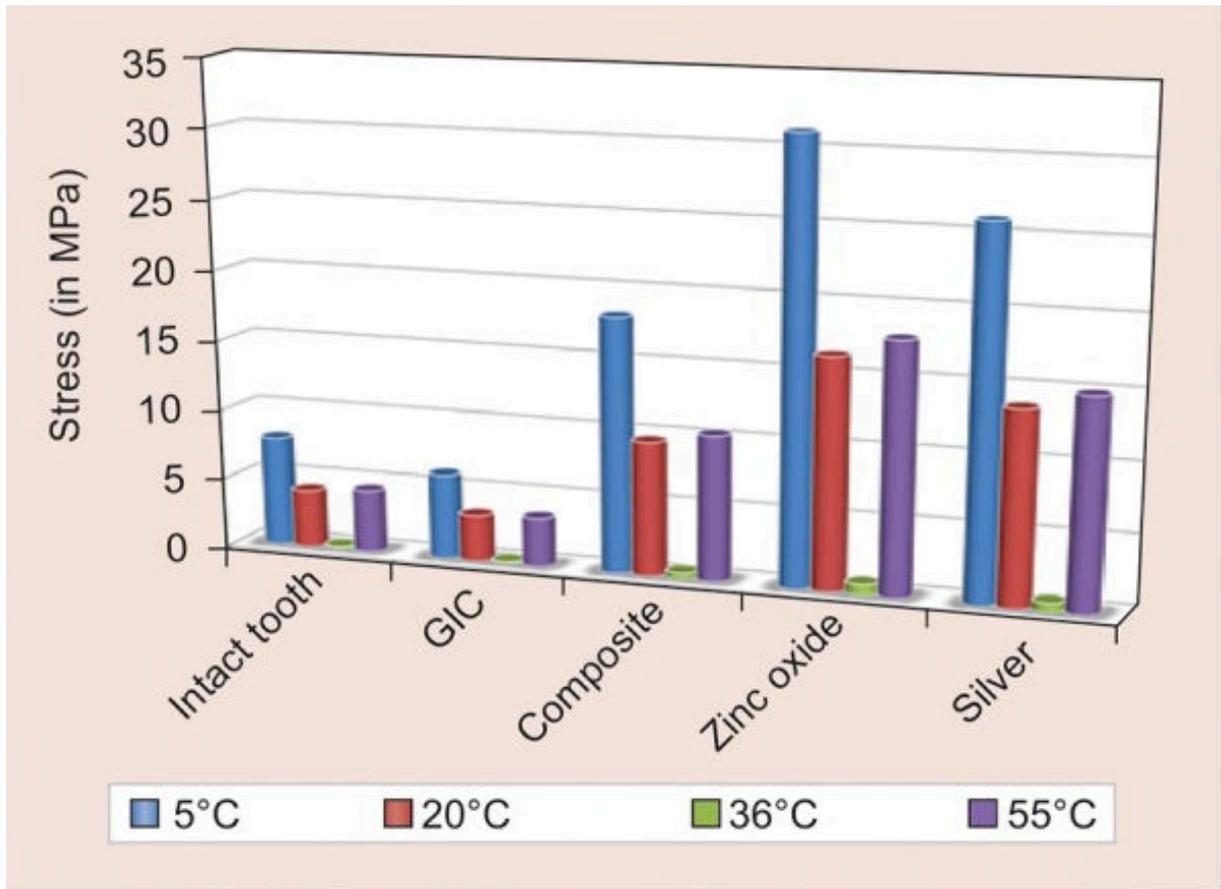
<i>Matériel</i>	<i>Module de Young, MPA</i>	<i>Coefficient de Poisson</i>	<i>Densité, kg / m³</i>	<i>Chaleur spécifique, J / kg / ° C</i>	<i>Conductivité thermique, W / mk</i>	<i>Dilatation thermique, 1 / ° C × 10⁻⁵</i>
Émail	4.140E + 04	0,32	2800	750	0,84	dix
Dentine	1.860E + 04	0,3	2000	1302	0,63	11
Résine composite	1.758E + 04	0,36	2000	820	1,26	34
CPG	7.30E + 03	0,3	2100	750	1,5	10.5
Amalgame Siver	4.83E + 04	0,35	10500	240	23.1	25
Oxyde de zinc eugéno	1.35E + 04	0,3	1600	548.471	1,67	35

Les 5 modèles ont été soumis à des charges thermiques de 5°C, 20°C, 36°C et 55°C ; ce qui a permis de déterminer les valeurs du stress pour chacun d'eux (cf. tableau ci-dessous)

Tableau 11 Modèles de distribution du stress lorsque des charges thermiques sont appliquées [94].

<i>Charges thermiques</i>	<i>Répartition intacte du stress dentaire en MPa</i>	<i>Répartition du stress des CPG dans les MPa</i>	<i>Distribution des contraintes de la résine composite en MPa</i>	<i>Amalgame d'argent en MPa</i>	<i>Ciment à l'oxyde de zinc et à l'eugéno en MPa</i>
5 ° C	7,8496	6.0946	18,185	26.005	31.16
20 ° C	4.1468	3,3196	9.6061	13,76	16.46
36 ° C	0,17746	0,1533	0,45738	0,65628	0,783
55 ° C	4.492	3,4874	10.404	14.959	17,82

Tableau 12 Diagramme de comparaison des valeurs de contrainte thermique dans la dent intacte et dans les quatre groupes de restauration sous différentes charges thermiques [94].



À 5°C tous les matériaux présentent une distribution de contrainte maximale (ZOE>Ag>composite>CVI). On remarque que la génération de stress dans les CVI est inférieure à celle de la dent intacte. Les matériaux dotés d'un faible module d'élasticité mais avec un coefficient de dilatation thermique élevé présentent des contraintes thermiques plus fortes.

Jusqu'à 36°C (température physiologique), une diminution des contraintes est observée ; après quoi, une augmentation se produit.

Les conclusions suivantes ont été tirées :

- La meilleure répartition des contraintes thermiques avec des valeurs minimales a été observée lors de la restauration de la dent au CVI,
- à 36°C, la dent intacte ainsi que toutes les dents restaurées présentent une contrainte minimale,
- lorsque la dent est chargée à 5°C, tous les matériaux de restauration atteignent le développement maximal de contraintes,
- à 20°C et à 55°C, tous les matériaux de restauration présentent la même distribution des contraintes thermiques,
- les dents intactes et les restaurations en CVI ont montré un schéma de distribution des contraintes similaire. Ainsi, le CVI s'est avéré être un meilleur matériau de restauration pour la distribution des contraintes thermiques.

La longévité des restaurations en composite dépend principalement du risque carieux individuel et du nombre de surfaces restaurées. Le taux d'échec à 5 et 10 ans peut être considéré comme faible. La principale cause d'échec est la carie secondaire. Celle-ci est étroitement liée au retrait de polymérisation, à l'infiltration et au coefficient de dilatation thermique du matériau. La mise en place incrémentielle de la résine composite et l'utilisation de résine Bulk fill permettent de diminuer le retrait de polymérisation. Des résines composites à faible retrait de polymérisation sont actuellement étudiées mais ne se sont pas encore démarquées des résines traditionnelles.

Les restaurations en composite subissent toutes des micro-infiltrations mais celles-ci sont plus importantes au niveau cervical, sous la jonction amélo-cémentaire et avec les composites fluides. Elles peuvent être diminuées par l'utilisation d'une doublure en CVI-MAR.

Enfin, les résines composites subissent davantage de contraintes de dilatation thermiques que les CVI.

3.3.2 Longévité des ciments verre-ionomères.

En 2004 Andersson-Wenckert *et al.* [2] ont étudié la durabilité de 268 restaurations de type sandwich ouvert réalisées au CVI-MAR dans des cavités de classe II. Cette étude a porté sur 151 patients dont 47% présentaient un risque carieux élevé. Six groupes expérimentaux, différents par l'épaisseur de la couche de CVI-MAR et le pré-conditionnement, ont été évalués au début de l'étude puis chaque année pendant 6 à 7 ans selon les critères USPHS (United States of Public Health Service) modifiés.

Sur les 220 restaurations examinées après 6 ans, 42 échecs (19%) ont été constatés dont les causes les plus fréquentes sont les fractures du matériau ou de la dent et les caries secondaires. Une dissolution proximale non acceptable du CVI-MAR a été observée dans 6 restaurations. Chez les patients présentant un risque carieux élevé, il a été relevé un nombre significativement plus élevé d'échecs, mais avec une dissolution similaire du matériau. Aucune différence n'a été observée entre les groupes expérimentaux ou entre les restaurations avec une couche de CVI-MAR épaisse ou fine. Sur les 160 restaurations évaluées après 7 ans, 13 échecs supplémentaires ont été observés, dont 8 avec une dissolution non acceptable, 3 caries secondaires et 2 fractures. Il en résulte que les restaurations de type sandwich ouvert réalisées au CVI-MAR dans des cavités de classe II offrent une durabilité acceptable.

En 2011 Field *et al.* [21] ont mené une étude clinique rétrospective afin d'évaluer la pertinence de l'utilisation en secteur postérieur d'un CVI comme matériau de restauration permanent.

L'analyse statistique a porté sur des restaurations de classe I, II et III en utilisant le test de Chi-deux de Pearson ($p \leq 0,05$).

Sur les 125 restaurations de classe II, les résultats indiquent que 64,2% ont retrouvé le volume initial après 24 mois. Une rugosité visible et perceptible a été observée dans 14,3% des cas et une désintégration marginale dans 1,2 % des cas.

Dans les limites de cette étude, il a été conclu qu'EQUIA peut être utilisé comme matériau de restauration permanent pour les cavités de classe I et pour les petites cavités de classe II. Néanmoins une meilleure définition des indications mérite d'être donnée dans les situations de classe II.

Les systèmes modernes en verre-ionomères peuvent non seulement servir de traitement provisoire à long terme, mais aussi de restaurations permanentes sur les dents postérieures.

3.3.2.1 Le retrait de polymérisation des CVI.

En 1995 une étude conduite par Attin a évalué le retrait de polymérisation initiale et la variation volumétrique en milieu humide de six ciments verre-ionomères modifiés à la résine, d'un composite hybride et d'un ciment ionomère de verre à polymérisation chimique. Le retrait de polymérisation de la plupart des CVI-MAR est apparu supérieur à celui du composite hybride et du CVI à polymérisation chimique. Après un stockage dans l'eau de 28 jours, les CVI-MAR ont présenté une expansion volumétrique tandis que le CVI durci par voie chimique a subi une perte volumétrique. Tous les CVI examinés ont montré une teneur totale en eau supérieure à celle du composite [3].

En 2014 Cheetham *et al.* ont réalisé une expérience *in vitro* dans le but d'étudier la contrainte de retrait par polymérisation en milieu humide de quatre ciments verre-ionomères modifiés par de la résine et de trois résines composites.

Des tiges acryliques transparentes ont été fixées à des mandrins de forage connectés à une machine d'essai universelle. Pour les composites, une couche adhésive a été appliquée sur les extrémités de la tige. Après avoir placé les matériaux entre les tiges, un extensomètre à jauge de contrainte a été installé. À l'issue d'une photopolymérisation de 40 secondes, les matériaux ont été plongés dans un récipient d'eau à température ambiante. Trois échantillons de chaque matériau ont été testés pendant 6 h pour déterminer la contrainte de retrait de polymérisation maximale, moyenne et finale et le taux de contrainte de retrait de polymérisation.

Les valeurs maximales moyennes ont été de $5,4 \pm 0,5$ MPa pour le CVI et de $4,8 \pm 1,0$ MPa pour le composite. La plus faible étant de $0,8 \pm 0,4$ MPa (CVI-MAR).

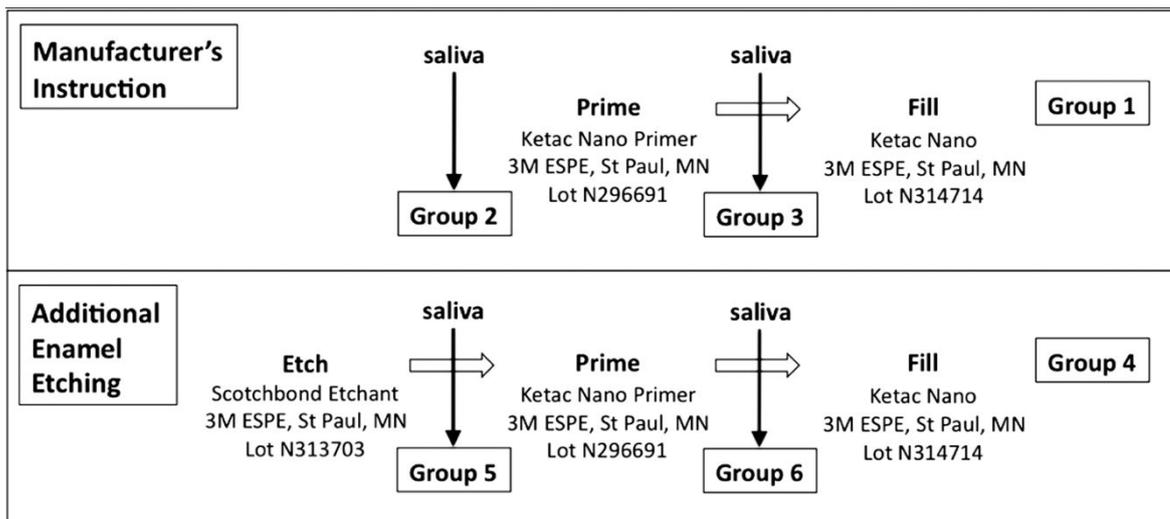
Il en ressort qu'il existe des différences significatives de contrainte de retrait de polymérisation entre les différents matériaux d'une même famille (CVI ou Composite) mais qu'aucune différence significative ($p > 0,05$) n'a pu être observée entre les CVI-MAR et les composites [10].

En 2008 une étude *in vitro* a évalué le retrait de polymérisation et la micro-infiltration de matériaux de restauration directe à base de résine. Quarante troisièmes molaires mandibulaires humaines extraites ont été utilisées. Des cavités normalisées de classe V chevauchant la jonction ciment-émail ont été préparées sur les surfaces vestibulaires et linguales. Les cavités ont été restaurées avec 4 matériaux différents ; à savoir une résine composite compressible (Filtek P60), un compomère (Compoglass F), un ormocer (Admira) et un ciment verre-ionomère modifié à la résine (Fuji II LC). Les dents ont ensuite été immergées dans une solution de bleu de méthylène pendant 48 heures. Dans les conditions expérimentales de cette étude *in vitro*, la micro-infiltration a été significativement plus faible aux marges de l'émail qu'à celles du ciment pour les quatre matériaux testés. L'ormocer et le composite de résine compressible ont présenté la meilleure capacité d'étanchéité ainsi que le plus faible retrait à la polymérisation. Mais il n'a pas été possible de démontrer qu'une augmentation du retrait de polymérisation s'accompagne d'une réduction de la capacité d'étanchéité marginale [25].

3.3.2.2 Infiltration des CVI.

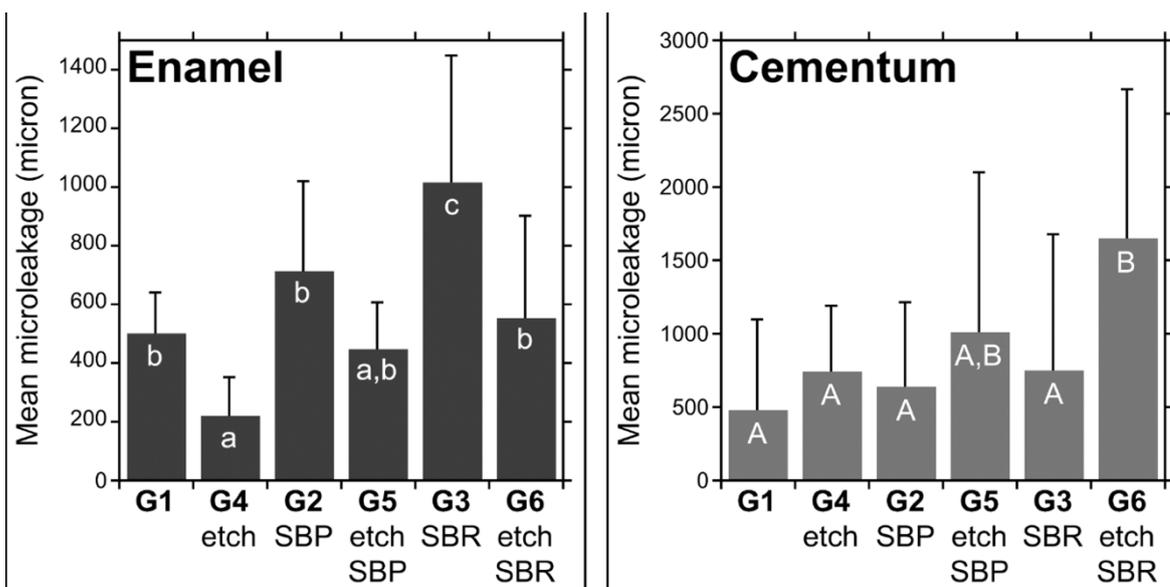
En 2014 Ludlow *et al.* [51] ont mené une étude *in vitro* sur 60 dents extraites dans le but d'étudier l'impact de la contamination salivaire sur la micro-infiltration de restaurations réalisées au CVI-MAR. Ils ont également cherché à savoir si l'infiltration d'un CVI-MAR peut s'améliorer avec un mordantage sélectif de l'émail, avec ou sans contamination par la salive. Six groupes ont été constitués et une contamination à la salive a été réalisée lors de différentes étapes du protocole de collage des matériaux.

Tableau 13 Protocole de réalisation de l'étude [51].



À l'issue de leur restauration, les dents ont été thermocyclées (1000X) et colorées à la fuchsine. Après quoi, la distance de micro-infiltration a été mesurée et soumise à une analyse de variance et à un test post-hoc de Duncan [P = 0,05].

Tableau 14 Diagramme de comparaison des distances (microns) de micro-infiltrations aux marges de l'émail et du ciment [51].



Les résultats indiquent que le mordantage sélectif de l'émail a affecté de manière significative l'infiltration de l'émail et du ciment indépendamment du moment de la contamination par la salive. Sans prendre en compte l'état de gravure (mordancé ou non), il a été observé que le moment de la contamination salivaire affecte de manière significative la micro-infiltration de l'émail ($p = 0,0001$) mais pas celle du ciment ($p = 0,072$). L'étape supplémentaire de mordantage sélectif de l'émail a réduit de manière significative la distance de micro-infiltration au niveau de la marge de l'émail, mais l'a augmenté au niveau du ciment. La micro-infiltration de l'émail s'est avérée maximale lorsque la contamination par la salive est intervenue avant la restauration (groupe 3) mais elle a été réduite de manière significative par l'étape de gravure sélective (groupe 6; $p < 0,05$). Dans les groupes restaurés conformément aux instructions du fabricant, les micro-infiltrations cémentaires n'ont pas augmenté de manière significative avec la contamination par la salive (groupes 1-3). Par contre le mordantage sélectif de l'émail les a augmenté (groupes 4 à 6).

En 2014 Paysan *et al.* [19] ont évalué la micro-infiltration de restaurations réalisées en CVI, CVI-MAR et composite sur des dents extraites en faisant intervenir une contamination salivaire à différentes étapes du protocole. Les préparations ont été contaminées avant l'application de l'adhésif ou du primer, ou avant la mise en place du matériau. Puis les dents ont été thermocyclées et colorées à la fuchsine. Au niveau de l'émail, aucune différence significative n'a été constatée entre le CVI et le composite avec ou sans contamination salivaire ; mais les restaurations en CVI-MAR contaminées avant la mise en place du matériau ont présenté des micro-infiltrations plus importantes. Au niveau du ciment, le composite a montré davantage de micro-infiltrations que les autres matériaux indépendamment de la contamination salivaire. Il en a été conclu que les restaurations en verre-ionomère conventionnel et modifié avec de la résine présentent moins de micro-infiltrations dans le ciment, tandis que le composite présente moins de micro-infiltrations dans l'émail. La contamination par la salive n'a pas affecté les micro-infiltrations du CVI conventionnel aux marges de l'émail ou du ciment. Le CVI-MAR n'est pas sensible à la contamination de la salive au niveau de la marge gingivale, mais il présente une micro-infiltration accrue au niveau de la marge de l'émail.

3.3.2.3 Le coefficient de dilatation thermique des CVI.

L'étude de Srivastava *et al.* [94] visant à évaluer et comparer l'effet de divers changements de température sur la distribution des contraintes dans une cavité de classe II mésio-occluso-distale (MOD) a permis de conclure que :

- La meilleure répartition des contraintes thermiques avec des valeurs minimales a été observée lors de la restauration de la dent au CVI,
- à 36°C, la dent intacte ainsi que toutes les dents restaurées présentent une contrainte minimale,
- lorsque la dent est chargée à 5°C, tous les matériaux de restauration atteignent le développement maximal de contraintes,
- à 20°C et à 55°C, tous les matériaux de restauration présentent la même distribution des contraintes thermiques,
- les dents intactes et les restaurations en CVI ont montré un schéma de distribution des contraintes similaire. Ainsi, le CVI s'est avéré être un meilleur matériau de restauration pour la distribution des contraintes thermiques.

Le taux d'échec des restaurations en CVI est supérieur à celles réalisées en composite. Il est associé à des caries secondaires et des fractures et augmente avec le risque carieux individuel. Néanmoins la longévité des restaurations en CVI reste acceptable.

Le retrait de polymérisation des CVI-MAR est plus important que celui des composites. Cependant il n'y a pas de différence significative entre leurs contraintes de retrait de polymérisation respectives.

La contamination salivaire n'impacte pas l'infiltration des CVI-MAR au niveau cémentaire mais l'augmente au niveau de l'émail. L'infiltration des CVI-MAR est inférieure à celle des composites au niveau du ciment mais supérieure au niveau de l'émail.

Ainsi le CVI-MAR peut être utilisé dans le cas de perte de substances profondes quand la mise en place la digue étanche est compromise.

Les résines composites subissent davantage de contraintes de dilatation thermiques que les CVI.

3.4 Les réactions au contact des liquides oraux.

La salive est une sécrétion exocrine essentiellement constituée d'eau (environ 99%), contenant une variété d'électrolytes (sodium, potassium, calcium, chlorure, magnésium, bicarbonate, phosphate) et de protéines (enzymes, immunoglobulines, facteurs antimicrobiens, glycoprotéines, traces d'albumine et de certains polypeptides et oligopeptides). Elle contient également du glucose et des produits azotés, tels que l'urée et l'ammoniaque. Les composants interagissent et sont responsables des différentes fonctions attribuées à la salive.

3.4.1 Les réactions des résines composites.

En 2018 Bourbia *et al.* [5] ont effectué une revue de littérature sur la stabilité biochimique et les interactions des résines composites dentaires et des adhésifs avec l'hôte et les bactéries dans la cavité buccale.

Il apparaît que la dégradation des composites et des adhésifs dans la cavité buccale est le résultat de nombreuses interactions physiques et biochimiques dont la plus importante est l'hydrolyse. Celle-ci agit sur les liaisons ester non protégées des monomères, des polymères et des agents de couplage à base de méthacrylate. Par définition, l'hydrolyse est une réaction chimique au cours de laquelle une molécule est scindée en deux parties. Dans la cavité buccale, les estérases sont les enzymes les plus associées à l'hydrolyse des composites et des adhésifs.

Plusieurs études ont mis en évidence la capacité de la salive humaine à hydrolyser les monomères de résine composite dentaire, ainsi que la matrice polymérisée.

En 2002 Jaffer *et al.* [38] ont par exemple montré que la salive humaine pouvait dégrader les résines composites qui contiennent du BisGMA, du TEGDMA et du BisGMA modifié à l'uréthane. Dans cette étude, des composites photopolymérisés ont été incubés (à pH 7,0 et à 37°C) avec de la salive humaine jusqu'à 16 jours. L'analyse des solutions d'incubation a révélé que la salive humaine catalyse la biodégradation des composites. Les produits de biodégradation comprenaient l'acide méthacrylique, le TEGMA, le BisHPPP et le bisphénol A éthoxylé (E-BPA). Ce dernier est un sous-produit de la

biodégradation de BisGMA. Entre les différents composites, la nature des produits de dégradation est similaire mais il existe des différences dans les quantités de produits libérés. Celles-ci peuvent s'expliquer par la variabilité de la composition de la résine composite relativement aux types et aux rapports de monomères ainsi qu'à la teneur en charge et aux rapports de charge à la résine.

D'autre part les composites dont la localisation facilite l'accès aux estérases subissent une dégradation plus importante. Tandis que ceux dotés d'une importante teneur en charges silanées apparaissent moins sensibles à la dégradation. La dégradation varie donc en fonction de la composition du composite de résine ou de l'adhésif.

Dans une seconde partie Bourbia *et al.* ont mis en avant la biodégradation de l'interface composite-dent.

En 2010 Shokati *et al.* [91] ont évalué les effets de l'estérase salivaire sur la biodégradation et la résistance à la rupture de l'interface résine/adhésif-dentine. Pour cela ils ont incubé pendant 180 jours des échantillons de résine adhésive, de résine composite et des bâtonnets de composite-adhésif-dentine dans un milieu de sérum physiologique tamponné aux phosphates ou aux estérases (à pH 7,0 et à 37°C). Des quantités significativement plus élevées de produits de dégradation ont été produites dans le milieu contenant des estérases. Les bâtonnets non incubés ont présenté la meilleure ténacité à la rupture. Tandis que ceux incubés dans le milieu contenant des estérases ont présenté la plus faible résistance à la rupture. Il en ressort que la biodégradation est un processus continu qui compromet progressivement l'intégrité de l'interface entre l'adhésif et la dent ainsi qu'entre l'adhésif et le composite.

L'action des estérases provoque un second phénomène : la biodégradation par les bactéries.

En 2010 Kermanshahi *et al.* [44] ont conduit une étude en posant l'hypothèse que l'exposition des restaurations en composite à des activités estérases analogues à la salive accélère la micro-infiltration bactérienne marginale.

Des résines composites liées à de la dentine humaine ont été incubées en milieu tampon ou en double estérase avec des niveaux d'activité simulant ceux de la salive humaine, jusqu'à 90 jours. Les solutions d'incubation ont été analysées par chromatographie en phase liquide à haute performance. Après incubation, les échantillons ont été placés en suspension dans un fermenteur à biofilm contenant *Streptococcus mutans*. La micro-infiltration bactérienne a été évaluée par microscopie confocale à balayage laser. La conclusion est que la quantité de produits de dégradation ainsi que la profondeur et le volume de pénétration des bactéries dans l'interface augmentent avec la durée d'incubation et sont plus élevés dans le milieu contenant des estérases.

Bourbia *et al* considèrent que les interactions biochimiques peuvent favoriser la prolifération de bactéries cariogènes et modifier leur virulence, contribuant ainsi à une augmentation potentielle des caries secondaires et à une défaillance de la résine composite. Cependant la cavité buccale reste un milieu complexe dans lequel diverses influences peuvent s'exprimer de manière concurrente ; de sorte que d'autres études doivent encore être menées.

3.4.2 Les réactions des ciments verres-ionomères.

En 1996 une étude *in vitro* a eu pour objectif de quantifier la libération d'ions fluorures par des ciments verre-ionomères dans un milieu aqueux à 37°C au bout de 140 jours. Elle a proposé l'équation suivante :

$$[F]_c = ([F]_1 \times \sqrt{t}) / (t + t_{1/2}) + \beta \cdot \sqrt{t}$$

\downarrow cumul de fluorure libéré au temps t
 \downarrow Concentration de fluorure total disponible

Le premier terme de l'équation correspond à la libération initiale de fluorure et le second terme à la diffusion sur une longue durée [59].

En 1996, Nicholson et Czarnecka ont réalisé une expérience *in-vitro* en plongeant des ciments verres-ionomères dans une solution d'acide lactique [pH=2,7]. Après plusieurs semaines, les résultats ont montré une augmentation significative du pH du milieu et une réduction de la masse totale des ciments

verre-ionomères. Ainsi la libération de fluorure est activée en milieu acide et possède un pouvoir tampon sur le milieu extérieur [64].

En 1998 une expérience *in vitro* a étudié la réaction de ciments verre-ionomères dans différents milieux plus ou moins acides dont certains contenaient des estérases (enzyme catalysant l'hydrolyse des liaisons ester en un alcool et un acide). La libération de fluorure a été mesurée toutes les 48h durant 6 jours et l'activité des estérases a été évaluée jusqu'à 144h. Il a été constaté que l'activité de l'estérase dans la salive artificielle neutre diminuait au cours des premières 24 heures à environ 40% de la valeur de base, puis demeurait constante jusqu'à 6 jours. La libération de fluorure est significativement plus importante dans les milieux acides et contenant des estérases. Ainsi la libération de fluorure peut être augmentée dans des conditions acides et par hydrolyse dans la salive [26].

La libération de fluorure par les ciments verre-ionomères en milieu acide a pour rôle de protéger les tissus dentaires minéralisés (anti-cariogène). En effet les ions fluor libérés participent à la création de la fluoro-hydroxyapatite qui s'avère résistante à la déminéralisation et qui vient augmenter le pH du milieu buccal [35].

Cependant les études *in vitro* sont réalisées majoritairement dans des milieux aqueux et plus rarement dans la salive artificielle. Ainsi les taux de libération de fluorure à long terme en milieu buccal ne sont pas réellement connus [92].

Toutefois une étude *in vitro* menée en 2004 a développé un système d'écoulement continu pour imiter la cinétique de l'écoulement salivaire dans la bouche. Elle avait pour but d'étudier les mouvements de fluorure pour des ciments verre-ionomères classiques et modifiés par adjonction de résines. Des disques de matériaux, suspendus dans une chambre d'égouttage contenant 2mL d'eau déminéralisée, ont été soumis à des expositions de fluorure de sodium pour évaluer le phénomène d'absorption. Le débit était contrôlé par une pompe à perfusion. La libération de fluorure a été évaluée pendant 6 jours. Cette étude a montré que les ciments verre-ionomères sont capables de relarguer et d'absorber des fluorures. Ce modèle se rapproche des conditions *in vivo* [36].

En 2001 Okada *et al.* ont étudié l'effet de la salive utilisée comme liquide de stockage ainsi que sa durée de conservation sur les duretés superficielles de différents matériaux. Ces derniers ont été préparés selon les instructions du fabricant et immergés dans de l'eau distillée ou de la salive parotidienne humaine. L'indice de dureté Vickers (HVN) a été mesuré 1, 7, 20 et 40 jours après le mélange des matériaux. Les résultats indiquent que la dureté Vickers du CVI a augmenté avec le temps, tant dans les conditions de stockage dans l'eau distillée que dans la salive. Le taux d'augmentation de la valeur était plus élevé lorsque le stockage était effectué dans la salive plutôt que dans l'eau distillée. Après 40 jours de stockage dans la salive, la valeur HVN du CVI a augmenté de 39%. Des pics de Ca et P ont été détectés dans la salive en présence de CVI. Il en résulte que la salive augmente la dureté superficielle du CVI.

En résumé, les estérases contenues dans la salive sont à l'origine de l'hydrolyse des résines composites et de leurs adhésifs. Cette dégradation progressive dépend de la composition et de la localisation du matériau. Dans un second temps, l'hydrolyse engendre une biodégradation bactérienne. Cependant le milieu buccal reste un milieu complexe dans lequel diverses influences peuvent s'exercer de manière concurrente.

Les CVI libèrent du fluor en milieu acide et contenant des estérases. Cette réaction induit une augmentation du pH du milieu qui peut être assimilée à un effet tampon. En étant capables de libérer et d'absorber des ions fluorures, ils génèrent un effet anti-cariogène. La salive renforce également la dureté des CVI.

3.5 La biocompatibilité.

Si le matériau utilisé lors de la remontée de marge doit être non allergisant, toxique ou mutagène pour les tissus environnants, il n'est pas pour autant inerte (le chirurgien-dentiste étant dans une démarche globale de préservation tissulaire). Quand un matériau utilisé dans des conditions optimales provoque une réponse appropriée de l'hôte il est dit : « biocompatible ». La biocompatibilité est devenue une notion dynamique prenant en compte la réaction du matériau face à l'environnement buccal (érosion/corrosion) et la réaction des tissus buccaux dentaires face au matériau. Les matériaux utilisés doivent être sûrs et provoquer le minimum d'effets secondaires [86].

3.5.1 La biocompatibilité des résines composites.

En 2018 Isler *et al.* [37] ont réalisé une étude clinique dont l'objectif était d'évaluer l'association entre les restaurations sous-gingivales (composite, ciment verre-ionomère et giomer) et les bactéries parodontopathiques cibles (*Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Treponema denticola* (Td) et *Prevotella intermedia* (Pi)) ; cela dans un biofilm sous-gingival pendant un an après une greffe de tissu conjonctif (CTG). 17 patients majeurs, en bonne santé générale, non-fumeurs, présentant 3 récessions gingivales associées à une lésion cervicale non carieuse sur des dents adjacentes ont été inclus dans l'étude. Un total de 51 dents ont été traitées avec une greffe de tissu conjonctif associée à une résine composite nanochargée (NCR + CTG), un ciment verre-ionomère (CVI-MAR + CTG) et giomer (Giomer + CTG). Des mesures cliniques parodontales et des échantillons de plaque sous-gingivale ont été obtenus à partir de tous les défauts observés à 0, 6 et 12 mois après la chirurgie. Le nombre de bactéries a été évalué par la méthode de réaction en chaîne par polymérase en temps réel. Sur le plan statistique, aucune différence significative n'a été observée dans la quantité de copies d'ADN de Pg, Td et Pi quels que soient les groupes et le moment ($p > 0,05$). En outre, il n'y a pas eu de différence statistiquement significative entre le nombre de copies d'ADN de la bactérie au début et après 6 et 12 mois, quel que soit le groupe de traitement ($p > 0,05$).

En ce qui concerne le saignement au sondage (Bop) et l'indice de plaque (IP), aucun des groupes n'a présenté de changement significatif d'un point de vue statistique, quant au nombre de sites positifs après 12 mois ($p > 0,05$). Cependant, tous les groupes ont présenté des réductions statistiquement significatives des valeurs de hauteur de défaut combiné (CDH = distance entre les marges coronales et apicales de la lésion cervicale non carieuse) ($p < 0,05$). Le pourcentage de couverture combinée des défauts (CDC = $\frac{\text{CDH préopératoire} - \text{CDH postopératoire}}{\text{CLH préopératoire}} \times 100$) était de $71,18 \pm 23,16\%$ pour le groupe NCR + CTG; $71,33 \pm 22,33\%$ pour le groupe CVI-MAR + CTG; et $64,23 \pm 20,33\%$ pour le groupe giomer+ CTG 12 mois après l'opération. Lors du suivi à 12 mois, il n'y a pas eu de différence significative entre les valeurs de CDH et de CDC dans les groupes.

Il en a été conclu que les restaurations en composite, CVI-MAR et giomer placées en sous-gingivale peuvent avoir des effets similaires sur les bactéries parodontopathogènes dans le traitement des récessions gingivales associées à des lésions cervicales non carieuses.

En 2017 [67] une étude d'implantation sur 12 rats a examiné la relation entre la teneur en charge des résines composites et leur biocompatibilité. Une résine composite nano-hybride (Prime-Dent Inc.) et une résine composite micro-hybride (Mental Inc.) contenant respectivement 74% et 80–90% de charges ont été utilisées. Les échantillons ont été analysés aux 2e, 14e et 90e jours d'implantation. Une section de matériaux nano-hybrides et micro-hybrides durcis de 1,5 mm de long a été implantée dans les membres supérieurs et inférieurs des rats. L'inflammation a été classée selon les critères suggérés par Orstavik et Major :

- aucune inflammation : tissus normaux. Pas de cellules inflammatoires,
- inflammation légère : peu de cellules inflammatoires,
- inflammation modérée : augmentation de la zone de réaction et infiltration plus importante de cellules inflammatoires,
- inflammation sévère : zone de réaction accrue et infiltration de cellules inflammatoires plus intense,
- inflammation extrême : infiltration dense de cellules inflammatoires.

Le test du chi 2 a été utilisé pour déterminer la relation entre les réponses tissulaires des deux matériaux. La signification statistique a été fixée à $p < 0,05$.

Les résultats indiquent que le degré d'inflammation moyen du nano-hybride au deuxième jour d'implantation était de 3,3. La résine micro-hybride avait un score de 3,0 pour l'inflammation cellulaire. Le 14ème jour, la résine micro-hybride présentait également un degré moyen d'inflammation cellulaire plus bas. Au 90ème jour, la résine micro-hybride présentait un degré d'inflammation plus élevé (0,9) par rapport à 0,3 pour le nano-hybride. Les résines composites à plus forte teneur en charges ont provoqué une inflammation de grade significativement plus faible quelle que soit la durée ($n = 20\ 000$, $p = 8$, $P = 0,010$), tandis que les résines composites à plus faible charge ont provoqué une réponse inflammatoire significativement plus faible le 90e jour ($n = 4\ 000$, $df = 1$, $P = 0,046$).

Il en ressort que les deux résines composites offrent un niveau de biocompatibilité acceptable. Les résines composites ayant une teneur plus élevée en charge ont provoqué une inflammation significativement inférieure, mais les résines composites dotées d'une plus faible charge ont provoqué une moindre réponse inflammatoire au 90e jour d'implantation.

3.5.2 La biocompatibilité des ciments verre-ionomères.

En 1996 Lewis *et al.* ont examiné par une expérience *in-vitro* les effets des composants libérés par les ciments verre-ionomères sur la croissance et le métabolisme des cellules épithéliales orales des hamsters. Ils ont observé que les composants lixiviables de ces matériaux affectaient le taux de progression de ces cellules dans le cycle cellulaire plutôt que de provoquer la mort cellulaire par toxicité [50].

En 1997 Dragoo a rapporté un cas dans lequel il a analysé histologiquement des dents présentant des résorptions externes. Un lambeau a été soulevé et la cavité traitée a été remplie d'un verre-ionomère. Après 1 an, les dents ont été extraites. Les résultats ont montré que le tissu conjonctif était associé au matériau, avec très peu de cellules inflammatoires. Un long épithélium de jonction et un sulcus peu profond ont été retrouvés [16].

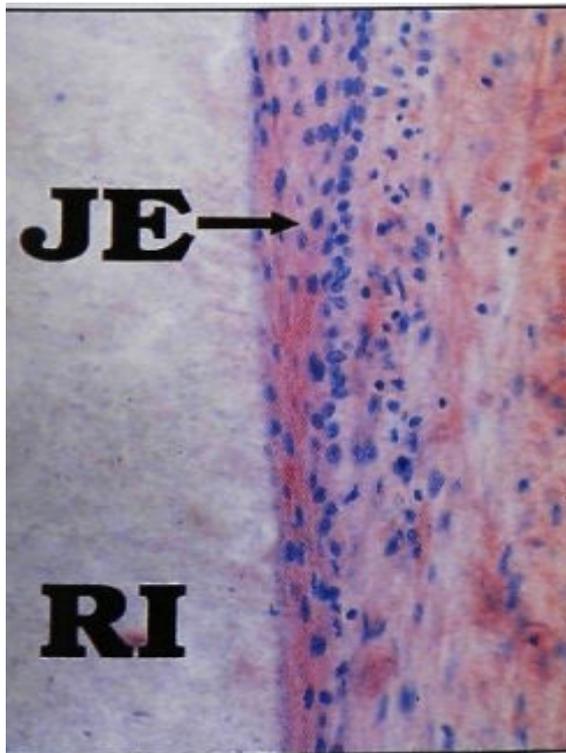


Figure 25 Microphotographie (x250) illustrant l'épithélium de jonction (JE) accolé à la restauration en ciment verre-ionomère (RI) [16].

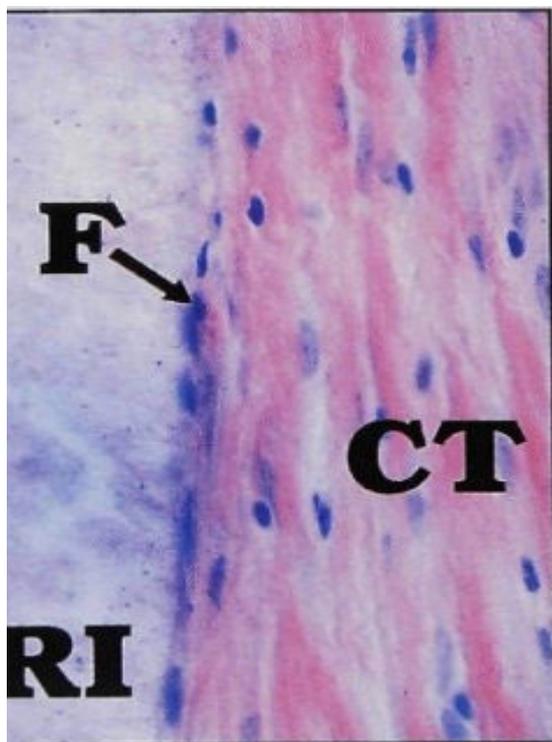


Figure 26 Microphotographie (x500) illustrant les fibroblastes (F) du tissu de connexion (CT) accolés à la restauration en ciment verre-ionomère (RI) [16].

Une étude menée sur les canines de 9 chiens a montré qu'après une restauration sous gingivale au ciment verre-ionomère, une résorption osseuse et une migration apicale de l'épithélium s'est produite 100 jours après l'intervention. L'épithélium de jonction est significativement plus long chez le groupe test (restauré au CVI) que chez le groupe témoin [84].

En 2005 une autre étude a été menée sur des chiens. Elle a comparé les réponses parodontales de restaurations sous gingivales réalisées avec de l'amalgame ou du ciment verre-ionomère, avec ou sans contrôle de plaque dentaire. La réponse inflammatoire était toujours plus faible avec le ciment verre-ionomère et se trouvait améliorée avec le contrôle de plaque. En outre une cicatrisation osseuse et une jonction du tissu conjonctif au CVI ont été constatées [29].

En 2013 Santamaria *et al.* ont réalisé une étude clinique incluant 36 patients souffrant de récessions gingivales seules ou associées à des lésions cervicales non carieuses. L'objectif était d'évaluer à 2 ans le traitement par greffe de tissu conjonctif seul ou associé à l'utilisation de ciment verre-ionomère modifié par adjonction de résine. Les résultats indiquent qu'il n'existe pas de différences significatives sur le plan clinique entre les deux procédures pour le pourcentage de couverture radiculaire, la profondeur de la poche, le niveau d'attachement et l'indice de saignement au sondage (BOP= Bleeding on probing). D'un point de vue immunologique, l'analyse de la composition du fluide gingival et de la plaque dentaire sous-gingivale chez ces mêmes patients n'a montré aucune différence entre les deux groupes [83].

Ainsi sur la base d'observations cliniques, il semble que le verre-ionomère soit très bien toléré par voie sous-gingivale.

En 2013 Tamilselvan *et al.* ont mené une revue de littérature en vue d'observer les effets biologiques des CVI-MAR utilisés en dentisterie. Cette étude a porté sur 50 articles regroupant des informations sur le CVI-MAR et le méthacrylate de 2-hydroxyéthyle (HEMA). Les résultats indiquent que le HEMA libéré par les CVI-MAR peut provoquer des inflammations pulpaires et des dermatites de contact allergiques. La conclusion est que les verre-ionomères modifiés par une résine ne peuvent pas être considérés comme biocompatibles dans la même mesure que les verre-ionomères classiques. Eu égard au risque d'effets indésirables tels que la dermatite de contact et d'autres réactions

immunologiques, des précautions doivent être prises en particulier vis-à-vis du personnel dentaire [95].

Les études montrent que les résines composites et CVI n'ont pas d'influence sur la flore bactérienne sous gingivale et présentent une biocompatibilité acceptable.

Les CVI autorisent la formation d'un long épithélium de jonction entre la restauration et la gencive.

3.6 Les facteurs intrinsèques du matériau

3.6.1 La radio-opacité

En règle générale, les matériaux doivent présenter une radio-opacité suffisante pour les différencier des structures anatomiques adjacentes. La norme ISO 4049 (Organisation internationale de normalisation) relative aux matériaux de restauration à base de polymère spécifie que la radio-opacité d'un échantillon de 2 mm d'épaisseur doit être au moins équivalente à la même épaisseur d'aluminium. L'American Dental Association exige également que les résines de restauration dentaire aient une radio-opacité comparable à l'aluminium

En 2014 Banu Ermis *et al.* ont évalué la radio-opacité de différentes résines composites et les ont comparées à l'émail et à la dentine. Pour ce faire 5 échantillons de chaque matériau, d'une épaisseur de 2 mm, ont été préparés et radiographiés aux côtés d'un coin en aluminium, de l'émail et de la dentine. Pour chaque matériau 3 radiographies ont été prises et numérisées à l'aide d'un scanner de bureau. Les valeurs moyennes de gris ont été mesurées pour chaque matériau testé à l'aide du logiciel Image J. Ensuite, une conversion exprimée en millimètres d'équivalent Al a été effectuée pour établir la radio-opacité des matériaux.

Celles-ci varient suivant les matériaux de restauration, mais ils présentent tous des valeurs de radio-opacité supérieures à celles de la dentine et ils respectent toujours les exigences de la norme ISO 4049 [17].

En 2001 Hara *et al.* ont comparé la radio-opacité de 13 matériaux de restauration (1 CVI, 3 CVI-MAR, 6 composites à base de résine modifiée par un polyacide et 3 composites à base de résine) à une structure dentaire saine.

Au total 315 spécimens ont été fabriqués avec les matériaux de restauration de 2 mm de hauteur et 4,1 mm de diamètre. Puis ils ont été radiographiés. Les tests ANOVA et Tukey montrent que tous les produits évalués sont plus radio-opaques que la structure de la dent, à l'exception d'un composite à base de résine, un composite à base de résine modifiée par un polyacide, un ciment verre-ionomère modifié par une résine et le ciment verre-ionomère classique [33].

En conclusion, les composites et CVI se distinguent radiologiquement des tissus dentaires.

3.6.2 La compactibilité et le mode de polymérisation

La revue systématique de 2015 menée par Kielbassa et Philipp [45] met en avant 15 études traitant de la remontée de marge. Trois d'entre elles s'intéressent aux effets de la polymérisation et les douze autres étudient la micro-infiltration et/ou l'adaptation marginale et la résistance à la fracture. Elles aboutissent toutes à la conclusion que la photopolymérisation retardée offre les meilleurs résultats en termes d'adaptation marginale et de micro-infiltration.

Les différents protocoles de réalisation de la remontée de marge présentés par Magne en 2012 [53], Frese en 2014 [20], Kielbassa en 2015 [45] ou encore Dablanca en 2017 [11] incluent tous une étape de mise en place d'une matrice permettant de compacter au mieux le matériau.

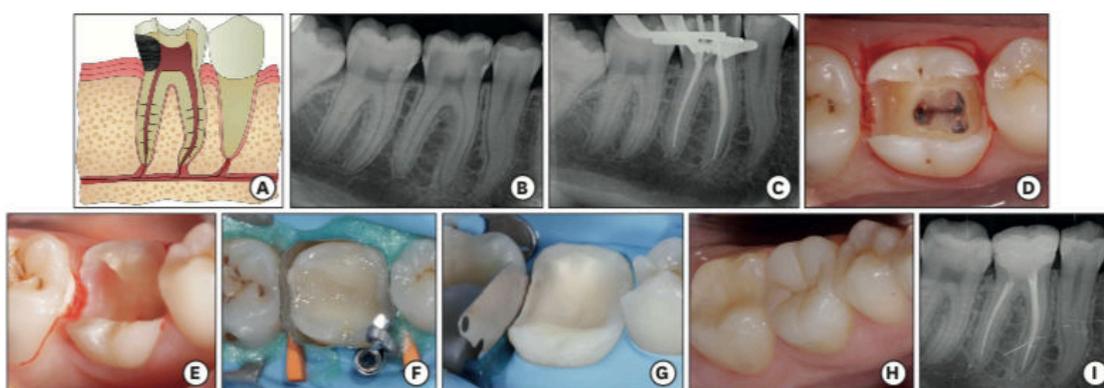


Figure 27 Schéma, radiographies et photographies du protocole de réalisation de remontée de marge en cas de carie atteignant l'épithélium de jonction et la pulpe selon Dablanca [11].

4 Conclusion

La remontée de marge est une technique de restauration qui permet de mieux conserver les tissus dentaires. Appliquée uniquement aux dents postérieures, elle correspond à une thérapeutique additive et non pas soustractive.

Elle peut être réalisée à l'aide de résine composite ou de ciment verre-ionomère modifié par adjonction de résine. Dans les deux cas, le risque carieux influence la longévité de la restauration. Il est donc indispensable d'éduquer le patient à l'hygiène bucco-dentaire et aux techniques de brossage. Le CVI-MAR possède un effet anti-cariogène.

La possibilité clinique de mettre en place un champ opératoire étanche est le premier critère de choix entre ces deux matériaux. À défaut, le composite ne pourra pas être sélectionné dans la mesure où son adhésion s'avère très sensible à la contamination salivaire ; contrairement aux CVI-MAR.

Le second critère de choix est la profondeur de limite apicale de la cavité à restaurer. Si elle est inférieure à la jonction amélo-cémentaire, le CVI-MAR sera plus approprié. En effet dans cette situation, il permet la création d'un long épithélium de jonction et possède de meilleures propriétés d'adhésion.

Lorsque le composite peut être installé dans une cavité non sertie d'émail, un système adhésif automordançant doux en 2 temps est préférable à un système adhésif de mordantage et de rinçage en 3 temps. Le SAM 2 semble moins praticien-dépendant que le M&R3 et paraît plus adapté à la dentine.

Table des tableaux

Tableau 1 Arbre décisionnel du traitement des lésions carieuses de classe II [11].	16
Tableau 2 Normes ISO appliquées aux ciments verre-ionomères de scellement et de restauration [91].	29
Tableau 3 Composition théorique de la dentine déminéralisée avant et après la procédure de collage [60].	35
Tableau 4 Composition des résines [85].	38
Tableau 5 Diagramme du nombre de restaurations en composite ayant échoué, avec la cause de l'échec, au cours des six premières années d'observation [68].	51
Tableau 6 Taux d'échec annuel pour les groupes de restauration [68].	51
Tableau 7 Distributions de la fréquence des scores de micro-infiltration (en pourcentages) sur les limites dentinaires parmi les différents groupes testés [80].	54
Tableau 8 Diagramme comparant la micro-infiltration occlusale entre les différents groupes [52].	56
Tableau 9 Diagramme comparant la micro-infiltration cervicale entre les différents groupes [52].	56
Tableau 10 Propriétés des matériaux affectés au modèle [94].	59
Tableau 11 Modèles de distribution du stress lorsque des charges thermiques sont appliquées [94].	59
Tableau 12 Diagramme de comparaison des valeurs de contrainte thermique dans la dent intacte et dans les quatre groupes de restauration sous différentes charges thermiques [94].	60
Tableau 13 Protocole de réalisation de l'étude [51].	65
Tableau 14 Diagramme de comparaison des distances (microns) de micro-infiltrations aux marges de l'émail et du ciment [51].	65

Table des illustrations

Figure 1 Schéma du parodonte (A=sulcus, B=Attache épithéliale, C=attache conjonctive, D=espace biologique) [112].....	17
Figure 2 Schéma de la jonction dento-gingivale d'après Gargiulo et collaborateurs [24].	18
Figure 3 Schéma illustrant les dimensions de l' espace biologique [72].	19
Figure 4 Schéma de l'attache conjonctive parodontale [112].	21
Figure 5 Schéma des différents niveaux structurels de l'émail [18].	23
Figure 6 Illustration schématique de la hiérarchie structurel de l'émail (Eisenmann, 1998)(R : prisme , IR : inter-prismatique) [34].	25
Figure 7 Représentation schématique d'une résine composite : matrice organique, silane, charge [28].	28
Figure 8 Illustration de l'adhésion micromécanique. Une bonne adhésion nécessite la création d'un micro relief ainsi qu'une bonne infiltration au sein de ces aspérités [18].	30
Figure 9 Schéma de la mouillabilité inexistante (1), partielle (2) et totale (3). Figure personnelle.	31
Figure 10 Schémas d'une liaison de covalence et d'une liaison ionique [93].	31
Figure 11 Images au microscope électronique à balayage à fort grossissement (x2000). Surface d'émail non mordancée avec sa boue amélaire (a). Surface d'émail fraisée et mordancée laissant apparaître les microreliefs prismatiques (b) [18].	34
Figure 12 Image au microscope électronique à balayage (x16000) des tags de résine et leurs interconnexions après dissolution de la dentine [18].	34
Figure 13 Micro photographies de microscopie électronique à transmission illustrant le dépôt d'argent dans la couche hybride produite par M&R3 lorsque (a) la solution de nitrate d'argent a été introduite dans la chambre pulpaire ouverte ou (b) lorsque le la dent entière a été immergée dans du nitrate d'argent pendant 24 h [102].	36
Figure 14 Schéma de l'expérience [85].	39
Figure 15 Schéma de la micro-perméabilité des résines liées à la dentine (A) attaquée à l'acide et saturée en eau par rapport à la dentine (B) saturée en éthanol [85]	40
Figure 16 Images microscopiques confocales à balayage laser des liaisons résine-dentine réalisées sur des segments de couronne. A: liaison résine-dentine à base de dentine saturée en eau. Il existe un continuum de fluorescence des tubules dentinaires (t), autour des tags de résine (rt) dans la couche hybride. La couche hybride (HL) est entièrement fluorescente. B: liaison résine-dentine saturée d'éthanol, le jaune lucifère dans les tubules dentinaires (t) s'est arrêté quand il a rencontré la zone de 10 µm d'épaisseur de résine (rt), juste en dessous de la couche hybride. Aucun jaune de lucifère ne passe autour des tags de résine, laissant la couche hybride exempte de fluorescence.[85].....	40
Figure 17 Microphotographies de microscopie électronique à balayage de l'action d'un adhésif auto-mordançant dit fort, intermédiaire puis doux sur l'émail [30].	42
Figure 18 Histogramme illustrant les forces de résistance à la micro-traction d'un système adhésif auto-mordançant doux sur l'émail et la dentine mordancés ou non [101].	43
Figure 19 Photographies de microscopie électronique à transmission (MET) illustrant l'interface dentine-adhésif formée par des SAM, dont l'ultrastructure dépend de l'interaction des monomères fonctionnels avec la dentine et de l'acidité du système adhésif. (a) SAM très doux : la couche hybride mesure 300nm d'épaisseur. (b) SAM doux : la couche hybride mesure environ 500mn d'épaisseur. (c) SAM fort : la couche hybride mesure environ 4 microns d'épaisseur [103].	44
Figure 20 Schéma illustrant le concept d'adhésion-décalcification [103].	44

Figure 21 Histogramme illustrant les forces de résistance à la traction d'un SAM doux à l'émail et la dentine selon le protocole classique d'utilisation et avec un mordantage sélectif de l'émail [103].	45
Figure 22 Microphotographies FEISEM d'un système adhésif (a) Mordantage et Rinçage et (b) Automordançant dans les tissus profonds de la dentine. A : Les tags de résine infiltrent les tubuli dentinaires. B : La résine ne s'infiltré pas plus loin que la couche de frottis, révélant une morphologie plus homogène dépourvue de longs tags de résine. [7].	46
Figure 23 Photographie de la couche d'échanges ioniques entre la surface dentaire (au-dessus) et le ciment verre-ionomère (en dessous) [92].	48
Figure 24 Image de la modélisation de la dent intacte et de la dent préparée [94]	58
Figure 25 Microphotographie (x250) illustrant l'épithélium de jonction (JE) accolé à la restauration en ciment verre-ionomère (RI) [16].	76
Figure 26 Microphotographie (x500) illustrant les fibroblastes (F) du tissu de connexion(CT) accolés à la restauration en ciment verre-ionomère (RI) [16].	76
Figure 27 Schéma, radiographies et photographies du protocole de réalisation de remontée de marge en cas de carie atteignant l'épithélium de jonction et la pulpe selon Dablanca [11].	79

Références bibliographiques

1. Abbasi M, Moradi Z, Mirzaei M, Kharazifard MJ, Rezaei S. Polymerization Shrinkage of Five Bulk-Fill Composite Resins in Comparison with a Conventional Composite Resin. *J Dent Tehran Iran*. 2018;15(6):365-74.
2. Andersson-Wenckert IE, van Dijken JWV, Kieri C. 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.
3. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 1995;11(6):359-62.
4. Bouchard Philippe. *Parodontologie dentisterie implantaire*. Lavoisier. 2015.
5. Bourbia M, Finer Y. Biochemical Stability and Interactions of Dental Resin Composites and Adhesives with Host and Bacteria in the Oral Cavity: A Review. *J Can Dent Assoc*. 2018;84:i1.
6. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjäderhane L, et al. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dent Mater*. 1 2018;34(1):78-96.
7. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.
8. Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, et al. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: a FEISEM study. *Oper Dent*. 2004;29(5):538-46.
9. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2002;18(3):239-45.
10. Cheetham JJ, Palamara JEA, Tyas MJ, Burrow MF. A comparison of resin-modified glass-ionomer and resin composite polymerisation shrinkage stress in a wet environment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:33-41.
11. Dablanca-Blanco AB, Blanco-Carrión J, Martín-Biedma B, Varela-Patiño P, Bello-Castro A, Castelo-Baz P. Management of large class II lesions in molars: how to restore and when to perform surgical crown lengthening? *Restor Dent Endod*. 2017;42(3):240-52.
12. 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.
13. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2012;28(1):87-101.
14. Dietschi D, Spreafico R. Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD*. 1998;10(1):47-54; quiz 56.
15. Dragoo MR. Resin-ionomer and hybrid-ionomer cements: Part I. Comparison of three materials for the treatment of subgingival root lesions. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1996;16(6):594-601.
16. Dragoo MR. Resin-ionomer and hybrid-ionomer cements: part II, human clinical and histologic wound healing responses in specific periodontal lesions. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1997;17(1):75-87.
17. Ermis RB, Yildirim D, Yildiz G, Gormez O. Radiopacity evaluation of contemporary resin composites by digitization of images. *Eur J Dent*. 2014;8(3):342-7.

18. Etienne O, Anckenmann L. Restauration esthétiques en céramiques collée. Editions Cdp.Malakoff 2016.
19. Farmer SN, Ludlow SW, Donaldson ME, Tantbirojn D, Versluis A. Microleakage of composite and two types of glass ionomer restorations with saliva contamination at different steps. *Pediatr Dent*. 2014;36(1):14-7.
20. Frese C, Wolff D, Staehle HJ. Proximal box elevation with resin composite and the dogma of biological width: clinical R2-technique and critical review. *Oper Dent*. 2014;39(1):22-31.
21. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2011;27(10):1031-7.
22. Gandhi G, Kalra JPS, Goyal A, Sharma A. Microphotographic Assessment of Enamel Surface using Self-Etching Primer and Conventional Phosphoric Acid: An In vitro Study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(1):15-9.
23. Garcia FCP, Otsuki M, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM. Effects of solvents on the early stage stiffening rate of demineralized dentin matrix. *J Dent*. 2005;33(5):371-7.
24. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *J Periodontol*. 1961;32(3):261-7.
25. Gerdolle DA, Mortier E, Droz D. Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child Chic Ill*. 2008;75(2):125-33.
26. Geurtsen W, Bubeck P, Leyhausen G, Garcia-Godoy F. Effects of extraction media upon fluoride release from a resin-modified glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig*. 1998;2(3):143-6.
27. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J*. 2015;26(1):3-10.
28. Giraud T, Ramel C, Raskin A. Les résines composites. Partie 1: composition et structure. 2018;3.
29. Gomes SC, Miranda LA, Soares I, Oppermann RV. Clinical and histologic evaluation of the periodontal response to restorative procedures in the dog. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25(1):39-47.
30. Grégoire G. Les système adhésifs automordançants. *Biomatériaux Clin*. 2017;2.
31. Grégoire G. Les systèmes adhésifs automordançants. *Biomatériaux Clin*. 2018;3.
32. H Pashley D, Tay F, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho R, Carrilho M, et al. State of the art etch-an-rinse adhesives. 2011. 1 p.
33. Hara AT, Serra MC, Haiter-Neto F, Rodrigues AL. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *Am J Dent*. 2001;14(6):383-6.
34. He LH, Swain MV. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1 2008;1(1):18-29.
35. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries: role of remineralization and fluoride in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 3). *J Clin Pediatr Dent*. 2004;28(3):203-14.
36. Hsu H-M, Huang G-F, Chang H-H, Wang Y-L, Guo M-K. A continuous flow system for assessing fluoride release/uptake of fluoride-containing restorative materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20(8):740-9.
37. Isler SÇ, Ozcan G, Akca G, Kocabas Z. The effects of different restorative materials on periodontopathogens in combined restorative-periodontal treatment. *J Appl Oral Sci [Internet]*. 2018 Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5815360/>
38. Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials*. 2002;23(7):1707-19.

39. Jiang Q, Yu Y, Ruan H, Luo Y, Guo X. Morphological and functional characteristics of human gingival junctional epithelium. *BMC Oral Health*. 2014;14:30.
40. Juloski J, Köken S, Ferrari M. Cervical margin relocation in indirect adhesive restorations: A literature review. *J Prosthodont Res*. 2017;
41. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1992;23(1):39-41.
42. Kanca J. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent*. 1996;9(6):273-6.
43. Karaman E, Ozgunaltay G. Polymerization shrinkage of different types of composite resins and microleakage with and without liner in class II cavities. *Oper Dent*. 2014;39(3):325-31.
44. Kermanshahi S, Santerre JP, Cvitkovitch DG, Finer Y. Biodegradation of resin-dentin interfaces increases bacterial microleakage. *J Dent Res*. 2010;89(9):996-1001.
45. Kielbassa AM, Philipp F. Restoring proximal cavities of molars using the proximal box elevation technique: Systematic review and report of a case. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2015;46(9):751-64.
46. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol*. 2003;14(1):13-29.
47. Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci*. 2012;120(6):539-48.
48. Kouassi G, Atlan A, Boukpepsi T. Matériaux de restauration utilisés pour les remontées de marge. *Clinic (Paris)*. 2015;(338). 430
49. Kruly P de C, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques A de CR, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PloS One*. 2018;13(2):e0191942.
50. Lewis J, Nix L, Schuster G, Lefebvre C, Knoernschild K, Caughman G. Response of oral mucosal cells to glass ionomer cements. *Biomaterials*. 1996;17(11):1115-20.
51. Ludlow S, Farmer S, Donaldson M, Tantbirojn D, Versluis A. Microleakage of resin-modified glass ionomer restorations with selective enamel etching. *Oper Dent*. 2014;39(4):E154-159.
52. M Tayel D, M El-Sharkawy M. Microleakage of class II composite restorations with different restorative techniques (an in vitro study). *Alexandria dental journal vol* 41. 2016;
53. Magne P. Deep margin elevation: a paradigm shift. *American J Esthet Dent*. 2012;
54. Mahdaoui K, Derbanne M. Les système adhésif M&R3. *Biomatériaux Clin*. 2.
55. Mahn E, Rousson V, Heintze S. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent*. 2015;17(5):391-403.
56. Masson E. Histologie de l'émail [Internet]. EM-Consulte.. Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/article/65700/histologie-de-l-email>
57. Meikle MC, Hembry RM, Holley J, Horton C, McFarlane CG, Reynolds JJ. Immunolocalization of matrix metalloproteinases and TIMP-1 (tissue inhibitor of metalloproteinases) in human gingival tissues from periodontitis patients. *J Periodontal Res*. 1994;29(2):118-26.
58. Mittal KL. Contact Angle, Wettability and Adhesion. CRC Press; 2006. 543 p.
59. Moor RJGD, Verbeeck RMH, Maeyer EAPD. Fluoride release profiles of restorative glass ionomer formulations. *Dent Mater*. 1996;12(2):88-95.
60. N. Nakabayashi, Pashley D. Hybridization of Dental Hard Tissues [Internet].. Disponible sur: http://www.quintpub.com/display_detail.php3?psku=B9906#.W6E1Av4zZQI

61. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.
62. Nevins M, Skurow HM. The intracrevicular restorative margin, the biologic width, and the maintenance of the gingival margin. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1984;4(3):30-49.
63. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent.* 2006;34(8):608-13.
64. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *J Mater Sci Mater Med.* 1999;10(8):449-52.
65. Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM, Agee KA, Sword J, Tay FR, et al. Effects of Resin Hydrophilicity on Dentin Bond Strength. *J Dent Res.* 2006;85(11):1016-21.
66. Nugala B, Kumar BS, Sahitya S, Krishna PM. Biologic width and its importance in periodontal and restorative dentistry. *J Conserv Dent JCD.* 2012;15(1):12-7.
67. Olabisi Arigbede A, Folasade Adeyemi B, Femi-Akinlosotu O. Relative biocompatibility of micro-hybrid and nano-hybrid light-activated composite resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2017;11(1):1-6.
68. Opdam NJM, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, et al. Longevity of Posterior Composite Restorations. *J Dent Res.* 2014;93(10):943-9.
69. Ortiz-Ruiz AJ, Teruel-Fernández J de D, Alcolea-Rubio LA, Hernández-Fernández A, Martínez-Beneyto Y, Gispert-Guirado F. Structural differences in enamel and dentin in human, bovine, porcine, and ovine teeth. *Ann Anat Anat Anz Off Organ Anat Ges.* 2018;218:7-17.
70. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2013;34(1):12-4, 16, 18; quiz 20, 30.
71. Packham DE, Johnston C. Mechanical adhesion: were McBain and Hopkins right? An empirical study. *Int J Adhes Adhes.* 1994;14(2):131-5.
72. Padbury A, Eber R, Wang H-L. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol.* 2003;30(5):379-85.
73. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-7.
74. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24(11):1501-5.
75. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1993;24(9):618-31.
76. Perdigão J, Lopes MM, Gomes G. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Oper Dent.* 2008;33(5):534-49.
77. Pereira LC, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet J-F, Navarro MF de L. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):73-80.
78. Pereira PNR, Bedran-de-Castro AKB, Duarte WR, Yamauchi M. Removal of noncollagenous components affects dentin bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80(1):86-91.
79. Perondi PR, Oliveira PHC, Cassoni A, Reis AF, Rodrigues JA. Ultimate tensile strength and microhardness of glass ionomer materials. *Braz Dent Sci.* 2014;17(1):16-22.
80. Poggio C, Chiesa M, Scribante A, Mekler J, Colombo M. Microleakage in Class II composite restorations with margins below the CEJ: In vitro evaluation of different restorative techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* s 2013;18(5):e793-8.

81. Raskin A, Salomon J-P, Sabbagh J. Les résines composites. Classification évolution. In: Les résines composites. 2007.
82. Roulet J, Degrange M. Collages et adhésion: la révolution silencieuse. Quintessence international; 2000.
83. Santamaria MP, da Silva Feitosa D, Casati MZ, Nociti FH, Sallum AW, Sallum EA. Randomized controlled clinical trial evaluating connective tissue graft plus resin-modified glass ionomer restoration for the treatment of gingival recession associated with non-carious cervical lesion: 2-year follow-up. *J Periodontol*. 2013;84(9):e1-8.
84. Santamaria MP, Suaid FF, Carvalho MD, Nociti FH, Casati MZ, Sallum AW, et al. Healing patterns after subgingival placement of a resin-modified glass-ionomer restoration: a histometric study in dogs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013;33(5):679-87.
85. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Miyake K, Tay FR, Pashley DH. Two-photon laser confocal microscopy of micropermeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;90(1):327-37.
86. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Basic Aspects. In: *Biocompatibility of Dental Materials* [Internet]. Springer, Berlin, Heidelberg; 2009. p. 1-12. Disponible sur: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-77782-3_1
87. Schmidt JC, Sahrman P, Weiger R, Schmidlin PR, Walter C. Biologic width dimensions--a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2013;40(5):493-504.
88. Schroeder HE, Listgarten MA. The gingival tissues: the architecture of periodontal protection. *Periodontol 2000*. 1997;13(1):91-120.
89. Schroeder HE, Listgarten MA. The Junctional Epithelium: From Strength to Defense. *J Dent Res*. 2003;82(3):158-61.
90. Segal P, Candotto V, Ben-Amar A, Eger M, Matalon S, Lauritano D, et al. The effect of gingival wall location on the marginal seal of class ii restorations prepared with a flowable bulk-fill resin-based composite. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2018;32(2 Suppl. 1):11-8.
91. Shokati B, Tam LE, Santerre JP, Finer Y. Effect of salivary esterase on the integrity and fracture toughness of the dentin-resin interface. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;94(1):230-7.
92. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater* [Internet]. 2016;7(3). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5040989/>
93. Slideplayer. Biochimie et biosynthèse; [Internet]. Disponible sur: <https://slideplayer.fr/slide/1752606/>
94. Srivastava B, N Devi N, Gupta N, Singh R. Comparative Evaluation of Various Temperature Changes on Stress Distribution in Class II Mesial-occlusal-distal Preparation restored with Different Restorative Materials: A Finite Element Analysis. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2018;11(3):167-70.
95. Tamilselvam S, Divyanand MJ, Neelakantan P. Biocompatibility of a conventional glass ionomer, ceramic reinforced glass ionomer, giomer and resin composite to fibroblasts: in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*. 2013;37(4):403-6.
96. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MRO, Hur YB, Garrett LV, et al. Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res*. 2007;86(11):1034-9.
97. Ten Cate R. *Oral Histology, development, structure, and function*. 5^e éd. Mosby; 1998.
98. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarrresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent*. avr 1994;14(2):154-65.

99. Valderhaug J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil.* 1976;3(3):237-43.
100. Van Duinen RNB, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent.* 2004;17(4):223-7.
101. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent.* 2006;34(1):77-85.
102. Van Meerbeek B. The « myth » of nanoleakage. *J Adhes Dent.* 2007;9(6):491-2.
103. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27(1):17-28.
104. Veneziani M. Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2010;5(1):50-76.
105. Waerhaug J. Healing of the dento-epithelial junction following subgingival plaque control. II: As observed on extracted teeth. *J Periodontol.* 1978;49(3):119-34.
106. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent.* 2017;62:72-80.
107. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res.* 2003;82(2):141-5.
108. Wilson AD. Alumino-silicate polyacrylic acid and related cements. *Br Polym J.* 1974;6(3):165-79.
109. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2000;16(2):129-38.
110. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-8.
111. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* 2000;79(2):709-14.
112. L'attache épithéliale: Les facultés médicales (internet).2017. Disponible sur:http://www.medespace.fr/Facultes_Medicales_Virtuelles/lattache-epitheliale/

Annexes

Annexe 1 : Compilation d'études in vitro portant sur la remontée de marge: schéma expérimental et principaux résultats de la restauration de cavités à marges proximales situées sous la jonction amélo-cémentaire [45].

Study	Research objectives	Human specimens	Preparation design	Secondary restoration material	Base lining
Atlas et al ²⁵	Effect of light-curing delay	50 molars	Class 2	No restorations placed	Dual-cured composite (DC Core Automix) as base, light-cured composite (Clearfil AP-X) on top
Rodrigues Junior et al ³³	Microleakage/marginal integrity	32 third molars	Class 2 (box only)	Composite resin (Filtek Z-250)	Composite resin (Filtek Z-250), amalgam (Logic Plus), RMGIC (Vitrebond)
Fabianelli et al ³²	Microleakage/marginal integrity	30 molars	Class 2 (mesial-occlusal)	Composite resin (Estelite Sigma)	Flowable composite resin (Palfique Estelite LV)
Kamath et al ³¹	Effect of light-curing delay	35 molars	Class 2 (box only)	Composite resin (Polofil supra)	Dual cured composite (Rebilda-DC)
Lefever et al ²²	Marginal integrity	88 molars	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	No restorations placed	Silorane composite (Filtek Silorane), composite resin (Clearfil Majesty Posterior, Clearfil AP-X), flowable composite resin (Clearfil Majesty Flow), self-adhesive resin cement (RelyX Unicem), bulk-fill composite (SDR), flowable self-adhesive composite (Vertise Flow)
Roggen-dorf et al ¹⁸	Marginal integrity	40 third molars	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	Composite resin inlays (lab-made Clearfil Majesty Posterior)	Self-etch cement (G-Cem, Maxcem Elite), composite resin (Clearfil Majesty Posterior)
Franken-berger et al ¹³	Marginal integrity	48 third molars	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	Feldspathic ceramic inlays (IPS Empress CAD)	Self-adhesive resin cement (RelyX Unicem), dual-cure self-adhesive universal resin cement (G-Cem), self-etch self-adhesive resin cement (Maxcem Elite), composite resin (Clearfil Majesty Posterior)
Güray Efes et al ²⁴	Fracture resistance	48 third molars	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	Amalgam (World Cap) or composite (Filtek Supreme XT)	Glass ionomer (Ionoseal) or flowable composite (Filtek Supreme XT Flowable)
Zaruba et al ¹⁹	Marginal integrity	40 human molars	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	Feldspathic ceramic inlays (Vitablocs Mark II)	Composite resin (Tetric)
Bhanwal et al ²⁸	Microleakage/effect of light curing delay	40 molars	Class II (box only)	Composite resin (Synergy D6-Coltene)	Flowable composite (Swiss TecFlow-Coltene) or dual cure composite (Para Core-Coltène)
Ilgstein et al ¹⁶	Marginal integrity/fracture resistance with root canal treatment	48 mandibular molars with root canal treatment	Class 2 (mesial-occlusal-distal)	Feldspathic ceramic inlays (Vitablocs Mark II) or composite resin inlays (Lava Ultimate)	Composite resin (Tetric EvoCeram)
Marchesi et al ²⁰	Marginal integrity	10 molars	Class 2	Ceramic inlays (IPS e.max CAD)	Composite resin (Filtek Supreme XTE Flow)
Moazzami et al ²⁹	Microleakage	50 pre-molars	Class 2 (box only)	Composite resin (Tetric Ceram)	Compomer (Compoglass F), flowable composite resin (Tetric Flow), self-cure composite resin (Degufill SC), RMGIC (Fuji II LC Improved), composite resin (Tetric Ceram)
Sawani et al ³⁰	Microleakage	53 molars	Class 2 (box only)	Nano composite resin (Filtek 350 XT)	Flowable composite (Filtek 350 XT flow), RMGIC (Vitrebond)
Shafiei and Akbarian ²³	Microleakage	60 maxillary premolars	Class 2 (box-only)	Composite resin (Filtek Silorane)	Composite resin (Filtek Silorane)

Test procedure	Outcome
Thermocycling (2,000 times between 5°C and 55°C)	All delayed-cured groups performed better
Thermocycling (500 times between 5°C and 55°C)	None of the materials used could prevent dye penetration in dentin; composite resin and soft-start technique produced the least microleakage
Thermocycling (500 times between 5°C and 55°C)	Better marginal adaption with open sandwich technique
Thermocycling (500 times between 5°C and 55°C)	Reduced microleakage with delayed light-curing
No	Best marginal adaptation was exhibited by Clearfil Protect Bond/Filtek Silorane Bond/Filtek Silorane
Thermomechanical loading (100,000 × 50 N; 2,500 times between 5°C and 55°C)	Bonding composite resin inlays directly to dentin showed similar amounts of gap-free margins in dentin compared to PBE
Thermomechanical loading (100,000 × 50 N; 2,500 times between 5°C and 55°C)	PBE with self-adhesive resin cements exhibited significantly more gaps in dentin than with composite resin
Thermoloading (5,000 times between 5°C and 55°C), fracture resistance tests	Better absorption of tooth flexure forces with PBE
Thermomechanical loading (1,200,000 × max. load 49 N; 6,000 times between 5°C and 55°C)	PBE before insertion of a ceramic inlay results in marginal integrities not different from margins of ceramic inlays placed in dentin
Thermocycling (1,000 times between 5°C and 55°C)	PBE significantly decreased microleakage if compared to restorations without PBE
Thermomechanical loading (1,200,000 × 49 N; 3,000 times between 50°C and 5°C)	PBE had no impact on either the marginal integrity or the fracture behavior of the specimens
Thermomechanical loading (240,000 × 50 N; 7,800 times between 5°C and 55°C)	Marginal integrity was not affected by PBE
Thermocycling (1,000 times between 5°C and 55°C)	Incremental technique with composite resin had the least microleakage; RMGIC had the most microleakage
Thermocycling (500 cycles between 5°C, 37°C, and 55°C)	PBE with flowable composite resin performed slightly better than RMGIC
Thermocycling (1,000 times between 5°C and 55°C)	Best cervical marginal seal was obtained by total bonding with silorane composite

Annexe 2 : Vue générale des rapports de cas [40].

Author/reference	CMR adhesive	CMR composite material	Thickness, number of composite layers	Rubber dam isolation	Matrix and wedge application	Finishing of CMR composite	Treatment prior to bonding of final restoration	Luting agent of final restoration	Type of final indirect restoration	Follow-up period
Veneziani [3]	Not specified	Flowable composite	Flowable composite 1 to 1.5 mm thick	Yes	Circumferential stainless steel matrix and wooden wedge	Not specified	Not specified	Not specified	Composite onlays	Not applicable
Magne and Spreafico [10]	3-step total-etch adhesive (eg. OptiBond FL; Kerr)	Flowable or traditional restorative materials; microhybrid or nanohybrid restoratives should be preheated	2 mm thickness of the CMR composite (1 or 2 increments)	Yes	Modified curved Tofflemire matrix, matrix height reduced to 2 to 3 mm; if necessary matrix-in-a-matrix technique; wedging is typically not possible	Elimination of excess with no.12 blade or a sickle scaler	Cleaning with airborne-particle abrasion	Not specified	Indirect ceramic onlay	Two cases at 9 and 12 years follow-up
Kielbassa and Philipp [23]	3-step total-etch adhesive (Syntac Primer, Adhesive, Heliobond (Ivoclar Vivadent))	Flowable composite (Gaenial Universal Flo, GC Corp.), followed by small portions of filled viscous composite resin (Gaenial, GC Corp.)	Not reported	No	Circumferential stainless steel matrix fixed in Tofflemire retainer and wooden wedge	Bucket-shaped diamond burs, flexible discs and polishing strips	Application of a primer (GC Corp.)	3-step total-etch adhesive Syntac Primer, Syntac Adhesive, Heliobond (Ivoclar Vivadent) and Variolink II resin cement (Ivoclar Vivadent)	CAD-CAM-fabricated ceramic inlay (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent)	3 months
Dietschi and Spreafico [24]	Type of adhesive system not specified	Highly filled flowable composites are recommended (Premise Flow, Kerr) or a bulk fill flowable (eg. SureFil SDR Flow)	The use of flowable up to 1 to 1.5 mm; if more material is needed a combination of flowable and restorative composite is recommended	Yes	Full stainless steel or clear matrix and a wedge	Not specified	Not specified	Highly filled light-curing restorative composite material (eg. microhybrid Tetric, Ivoclar; or a homogenous nanohybrid (Inspiro, EdelweissDR)	CAD/CAM-fabricated restorations made of resin composite with nanoceramic fillers (Lava Ultimate, 3M ESPE)	Not applicable
Rocca et al. [25]	Total-etch or 2-step self-etch adhesive system	Highly filled flowable or hybrid composite	Limit to the minimum (1 to 1.5 mm) needed to bring the preparation supragingivally (at least 0.5 mm over the free gingival margin)	Yes	Curved matrix, full or sectional and a wedge (wedge when possible)	Fine diamond instruments to remove the excess	Sandblasting	Light-curing restorative material	In-lab composite resin onlays (Tetric Evo Ceram, Ivoclar Vivadent)	Not applicable

La remontée de marge : choix des matériaux / **CAPON Clémence.**- p. 92 : ill. 41 ; réf. 112

Domaines : Odontologie conservatrice , Prothèse fixée

Mots clés Rameau: Limite cervicale (odontostomatologie) ; Parodonte ; Résines en odontostomatologie ; Biomatériaux ; Collages en odontostomatologie ; Biocompatibilité ; Matériaux-Biodégradation ;

Mots clés FMeSH: Parodonte ; Résines composites ; Ciment ionomère au verre ; Collage dentaire ; Agents de collage dentinaire ; Test de matériaux

Mots clés libres : Espace biologique ; Remontée de marge ; Ciment verre-ionomère ; Longévité des restaurations

Résumé de la thèse :

La remontée de marge est une relocalisation de la limite cervicale d'une perte de substance coronaire ou corono-radulaire proximale d'une dent postérieure en position supra gingivale à l'aide d'un matériau de comblement. Elle a pour objectif de mettre en place une restauration collée directe ou indirecte. La localisation délicate de la remontée de marge implique un choix réfléchi du matériau utilisé pour la réaliser. Ce choix se fait en fonction des caractéristiques idéales d'un matériau placé en position sous gingivale et de critères cliniques. Les résines composites et les ciments verre-ionomères sont les matériaux utilisés actuellement pour réaliser une remontée de marge.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Deveaux

Assesseurs : Monsieur le Docteur Rocher

Monsieur le Docteur Boschin

Monsieur le Docteur Robert