

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 18 DECEMBRE 2019

Par Alice FODOR

Née le 7 Février 1993 à Maubeuge – France

LA PLACE DES COMPOSITES BULK FILL DANS LA REALISATION DU SCHELLEMENT
DENTINAIRE IMMEDIAT ET DE SUBSTITUTS DENTINAIRES

JURY

Président : Madame le Professeur Elisabeth DELCOURT-DEBRUYNE

Assesseurs : Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Monsieur le Docteur William PACQUET

Président de l'université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	E. BOCQUET
Vice-Doyen	:	A. de BROUCKER
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
C. DELFOSSE	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

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	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire
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
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDEBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de 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 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.

Remerciements

Aux membres du jury...

Madame la Professeure Elisabeth DELCOURT-DEBRUYNE

Professeur Emerite des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

Département Parodontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en 3^e cycle en Sciences Odontologiques

Maîtrise libre de Biologie Humaine

Docteur d'Etat en Odontologie

Habilitation à Diriger des Recherches

Membre titulaire de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Officier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Vous me faites l'honneur d'accepter de présider cette thèse, et je vous en suis infiniment reconnaissante. Je tiens particulièrement à vous remercier pour votre disponibilité et l'aide précieuse que vous m'apportez, ainsi que pour l'enseignement que vous m'avez apporté tout au long du cursus universitaire. Soyez assurée de ma plus grande considération à votre égard et mon profond respect.

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de Lille mention Odontologie Conservatrice et Endodontie

Master 2 biologie santé Lille 2

Assesseur Développement Durable

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury et je vous en remercie. Votre enseignement durant ces années d'études a toujours été enrichissant pour moi et je vous en suis reconnaissante.

Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon profond respect à votre égard.

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Maître de Conférences des universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité. Spécialité: Mécanique des Matériaux

Master 2 recherche Biologie et Santé, Mention Biologie cellulaire et biologie quantitative, Université Lille 2

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales, Université Lille 2

CES d'Odontologie Prothétique option Prothèse fixée, Université Paris Descartes
Prix 2006. Annual Scholarship Award for outstanding academic achievements in dentistry. Pierre Fauchard Academy Foundation, New-York, USA

Assesseur à la Formation Continue

Je veux ici vous remercier de l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de siéger dans ce jury. Votre enseignement durant ces années cliniques a été très enrichissant pour moi.

Que ce travail reflète mon immense respect à votre égard.

Monsieur le Docteur William PACQUET

Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master Ingénierie de la Santé et Biomatériaux

Je tiens tout d'abord à vous remercier d'avoir accepté de diriger cette thèse. Vous avez toujours été disponible lors de la réalisation de ce travail et je vous remercie de votre patience infinie. Ce travail a été possible en grande partie grâce à vous, je vous remercie de vos nombreux conseils si précieux. Vos connaissances et votre expérience ont été un réel atout pour la réalisation de cette thèse. J'espère ne pas vous décevoir quant à celle-ci. Soyez assuré de mon profond respect et de toute ma reconnaissance.

A ma famille, amis ...

Table des matières

Index des abréviations	15
Introduction	16
1 Rappels sur les restaurations partielles adhésives postérieures	17
1.1 Définition et intérêts des restaurations partielles adhésives postérieures.....	17
1.2 Indications et contre indications.....	18
1.3 Matériaux constituant les restaurations partielles adhésives postérieures ...	21
1.3.1 Les résines composites.....	21
1.3.1.1 Définition des résines composites	21
1.3.1.2 Composition et structure des résines composites	22
1.3.1.3 La phase organique des résines composites	22
1.3.1.4 Agents de polymérisation des résines composites	24
1.3.1.5 La phase chargée des résines composites	24
1.3.2 La photopolymérisation des résines composites.....	24
1.3.3 Les Inlays-Onlays en résine composite.....	28
1.3.4 Les Inlays-Onlays en céramique	29
2 Adhésion aux tissus dentaires à restaurer	31
2.1 Histologie des tissus dentaires à restaurer	31
2.1.1 L'émail.....	31
2.1.2 La pulpe	32
2.1.3 La dentine	33
2.1.4 La jonction amélo-dentinaire	35
2.2 Mécanismes d'adhésion aux tissus dentaires.....	36
2.2.1 Définition de l'adhésion	36
2.2.2 Polymères de collage employés.....	37
2.2.3 Interface polymères de collage / restauration.....	39
2.2.4 Interface tissus dentaires / polymères de collage.....	40
2.2.4.1 Email	40
2.2.4.2 Dentine	41
2.2.4.3 La couche hybride	41
2.2.5 Les différents systèmes adhésifs employés	44
2.2.5.1 Les M&R (Mordançage et Rinçage)	44
2.2.5.2 Les SAM (Systèmes Auto-Mordançant).....	45
3 Scellement dentinaire immédiat	47
3.1 Définition de l'IDS	47
3.2 Avantages et inconvénients de l'IDS	47
2.2.1 Avantages de l'IDS.....	47
3.2.1.1 Contaminations bactériennes	47
3.2.1.2 Sensibilités	48
3.2.1.3 Adhérence et adhésion.....	48
3.2.1.4 Ajustement.....	49
3.2.2 Inconvénients de l'IDS.....	50
3.2.2.1 Interactions avec le matériau d'empreinte	50
3.2.2.2 Restaurations provisoires	51
3.2.2.3 Mouvements de fluide	51
3.2.2.4 « Nanoleakage »	51

3.3	Indications de l'IDS	52
3.4	Les substituts dentinaires	52
3.4.1	Intérêts cliniques des substituts dentinaires	52
3.4.2	Cahier des charges des substituts dentinaires	54
3.4.3	Les CVIMAR comme substituts dentinaires	54
3.4.4	Ciments à base de silicate tricalcique comme substituts dentinaires ...	55
3.4.5	Les résines composites comme substituts dentinaires.....	56
4	Les composites Bulk Fill	58
4.1	Généralités	58
4.2	Modifications apportées aux Bulk Fill.....	59
4.2.1	Modifications des charges	59
4.2.2	Modifications de la matrice organique	60
4.2.3	Modifications du système de polymérisation	61
4.2.3.1	Ajout de relaxateurs de tensions	61
4.2.3.2	Modulation de la puissance d'irradiation.....	62
4.2.3.3	Introduction de nouveaux photo-initiateurs	63
4.3	Propriétés des composites Bulk Fill	64
4.3.1	Biocompatibilité	64
4.3.2	Radio-opacité	65
4.3.3	Translucidité et teinte	65
4.3.4	Degré de conversion	66
4.3.5	Rétraction de polymérisation	69
4.3.6	Dureté	71
4.3.7	Profondeur de polymérisation	73
4.3.1	Module d'élasticité (module de Young).....	73
4.3.1	Résistance à la flexion	74
4.3.2	Déflexion cuspidienne	75
4.3.3	Absorption d'eau et solubilité	75
4.3.4	Coefficient de dilatation et conductivité thermiques.....	77
4.4	Les différents composites Bulk Fill.....	77
4.5	Intérêts des composites Bulk Fill pour la pratique clinique	79
4.5.1	Gain de temps et protocole facilité	79
4.5.2	Adaptation marginale	79
4.5.3	Contrôle de la qualité de restauration.....	80
4.5.4	Polymérisation optimisée	80
4.5.5	Compatibilité avec les systèmes adhésifs	82
4.5.6	Inconvénients des composites Bulk Fill.....	82
4.6	Cas particulier de l'EverX Posterior	83
5	Intérêts des Bulk Fill pour l'IDS comme substituts dentinaires	86
5.1	Les composites Bulk Fill conjugués aux systèmes adhésifs	86
5.2	Etudes de la Littérature : les Bulk Fill comme substituts dentinaires	88
5.2.1	Alkudhairy et Ahmad, 2016	88
5.2.2	Garoushi et coll., 2006	90
5.3	Étapes opératoires de la mise en place de Bulk Fill lors de l'IDS	91
5.3.1	Prise de teinte	91
5.3.2	Pose de champ opératoire	92
5.3.3	Préparation cavitaire en vue de l'onlay.....	93
5.3.4	Mordançage total (protocole M&R3) de la dentine	94
5.3.5	Application du primer.....	95
5.3.6	Mise en place de l'adhésif.....	95
5.3.7	Mise en place du substitut dentinaire : Bulk Fill fluide ou fibré	96
	Conclusion.....	99

Tables des illustrations	100
Références bibliographiques	101

Index des abréviations

Bis-EMA : Bisphénol A-diEther diméthacrylate

Bis-GMA : Bisphénol A-diglycidyléther méthacrylate

CVIMAR : Ciment Verre-Ionomère Modifié par Adjonction de Résine

CFAO : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur

DMAEM : DiMéthylAminoEthylMéthAcrylate

GPa : Giga Pascal

IDS : Scellement Dentinaire Immédiat

ISO : International Organisation for Standardisation

LED : Diode ElectroLuminescente

M&R : Mordançage et Rinçage

microTBS : microTensile Bond Strenght

mmAl : millimètres d'Aluminium

MMP : Métalloprotéinases

MOD : Mésio-Occluso-Distal

PMMA : PolyMéthacrylate de Méthyle

PPD : Phényl-Propanedione

SAM : Système Auto-Mordançant

SDR : Smart Dentin Replacement

TEGDMA : Triéthylène glycol diméthacrylate

TPO : Diphényl Phosphine Oxyde

UDMA : Uréthane Diméthacrylate

Introduction

Actuellement, la dentisterie évolue vers des concepts de moins en moins invasifs, basés sur la dentisterie adhésive.

Celle-ci permet de favoriser les restaurations partielles aux dépens des restaurations classiques dites directes et des prothèses conjointes conventionnelles.

De plus, pour recréer une unité fonctionnelle avec les tissus naturels de la dent, les techniques adhésives doivent imiter et préserver au mieux l'aspect et le comportement des tissus dentaires. Ceci peut être optimisé grâce au scellement dentinaire immédiat, mais également par des matériaux de substituts dentinaires.

Bien évidemment, les matériaux utilisés ont leur importance, on recherche donc les matériaux possédant les propriétés optimales pour la réalisation de ces protocoles.

En parallèle de ces techniques, les matériaux évoluent également, avec notamment l'apparition des composites Bulk Fill, des résines composites classiques modifiées. On peut alors se demander si ces matériaux pourraient présenter un intérêt lors de reconstitutions partielles adhésives postérieures.

C'est pourquoi dans une première partie de ce travail, les éléments généraux sur les reconstitutions partielles adhésives postérieures seront présentés.

Ceci permettra par la suite de comprendre les mécanismes d'adhésion aux tissus dentaires, après avoir présenté ces derniers.

Puis les principes d'optimisation de ces mécanismes, c'est à dire le scellement dentinaire immédiat ainsi que la mise en place de substitut dentinaire seront détaillés.

Ensuite, les nouveaux composites Bulk Fill seront présentés, dans leurs modifications, propriétés et intérêts pour la pratique du Chirurgien Dentiste.

Pour enfin dans une dernière partie établir un parallèle entre ces matériaux et les mécanismes précédemment décrits.

1 Rappels sur les restaurations partielles adhésives postérieures

1.1 Définition et intérêts des restaurations partielles adhésives postérieures

Les restaurations partielles adhésives postérieures sont des pièces prothétiques assemblées par collage, destinées à restaurer une perte de substance localisée au niveau de la couronne dentaire. Ces restaurations partielles adhésives postérieures sont soit fabriquées au laboratoire, soit usinées au cabinet et sont ensuite collées, ce sont donc des restaurations indirectes. (1)

En fonction du niveau de délabrement de la dent, il existe trois types de restaurations indirectes postérieures (figure 1) : (2)

- Les inlays : ils restaurent la dent à minima sans recouvrir de cuspide.
- Les onlays : ils restaurent une cavité et une ou plusieurs cuspides dentaires.
- Les overlays : ils recouvrent toutes les cuspides, donc totalement la surface de la couronne clinique dentaire.



Figure 1 : Illustration d'inlay-onlay

(3)

Les intérêts des Inlays-Onlays sont multiples : (4,5)

- Préservation tissulaire : elles s'intègrent aisément dans le principe d'économie tissulaire.
- Possibilité de réintervention future.
- Restauration des propriétés esthétiques et mécaniques.
- Restauration précise de l'anatomie dentaire : points de contact, occlusion, courbes occlusales, adaptation marginale.
- Meilleure adaptation à l'environnement parodontal.

La réussite des restaurations partielles indirectes est en partie praticien-dépendant, elle repose sur le choix des matériaux, la procédure de collage et la méthodologie opératoire avec un protocole strict afin d'obtenir des résultats prévisibles et reproductibles. (6)

1.2 Indications et contre indications

Les restaurations partielles adhésives postérieures trouvent leurs indications dans la reconstitution anatomo-fonctionnelle des structures dentaires.

Par ailleurs la résistance de la dent est amoindrie de 50% lors de la perte d'une crête marginale, et jusqu'à 63% en cas de perte de deux crêtes marginales, soit lors d'une cavité mésio-occluso-distale (MOD). (7)

En effet, les tissus qui constituent la dent présentent chacun des propriétés mécaniques propres et c'est dans cette optique que le tissu dentaire sain doit être conservé au maximum. Les inlays/onlays sont indiqués pour préserver les tissus sur le plan mécanique. (4)

Les indications se posent également dans une notion de gradient thérapeutique (8), l'objectif étant de préserver les tissus et conserver la dent vivante. Il sera donc possible de réaliser une restauration directe, ou une restauration partielle adhésive (Inlay-Onlay), puis une restauration indirecte par préparation périphérique totale (couronne).

Il n'existe pas de limite nette entre les choix de restaurations directes ou indirectes. La décision thérapeutique doit être fondée avant tout sur une analyse bénéfices/risques (figure 2). (9)

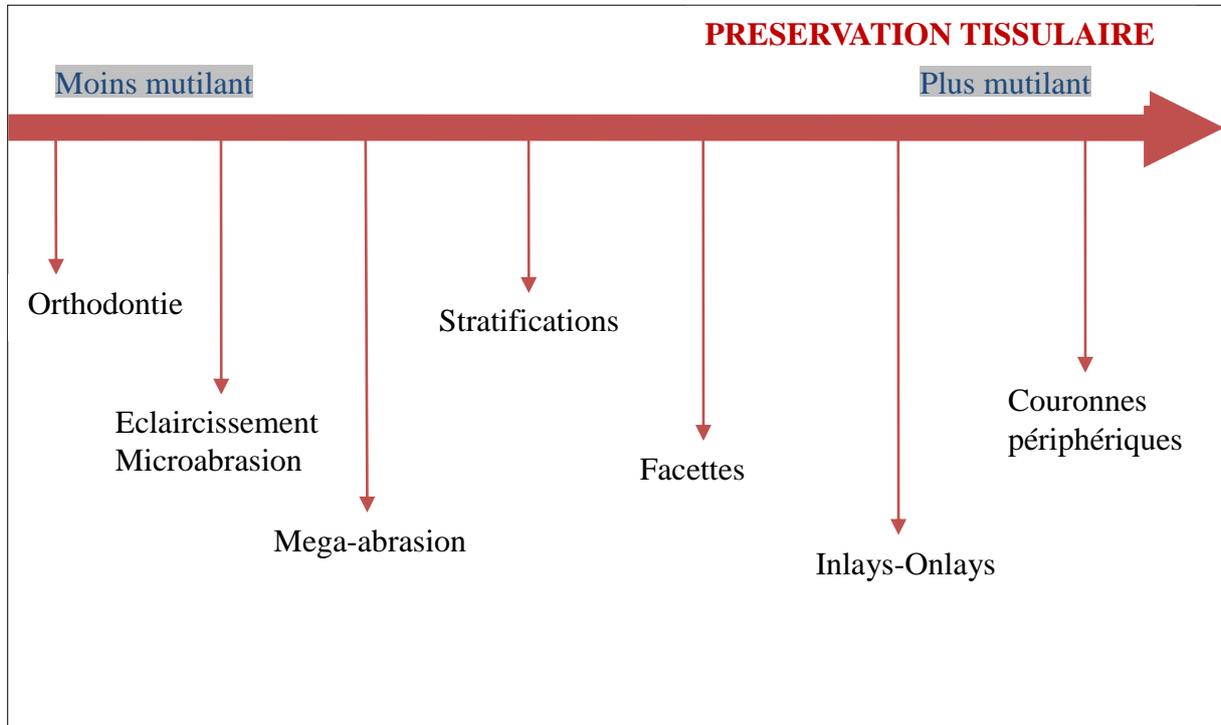


Figure 2 : Le gradient thérapeutique

(10)

Ainsi, proportionnellement à la perte de substance (figure 3) : (8)

- Dans le cas d'une petite perte de substance, une restauration directe sera réalisée.
- Pour une perte de substance moyenne, il sera préférable d'opter pour un inlay/onlay si la restauration directe ne permet pas de rétablir de façon durable l'anatomie occlusale, les points de contact occlusaux et proximaux, le profil d'émergence, ou si une cuspide est à reconstituer.
- Les cavités MOD ou importantes, c'est-à-dire, profondes ou atteignant plus de la moitié du diamètre vestibulo-lingual sont une indication aux restaurations indirectes.

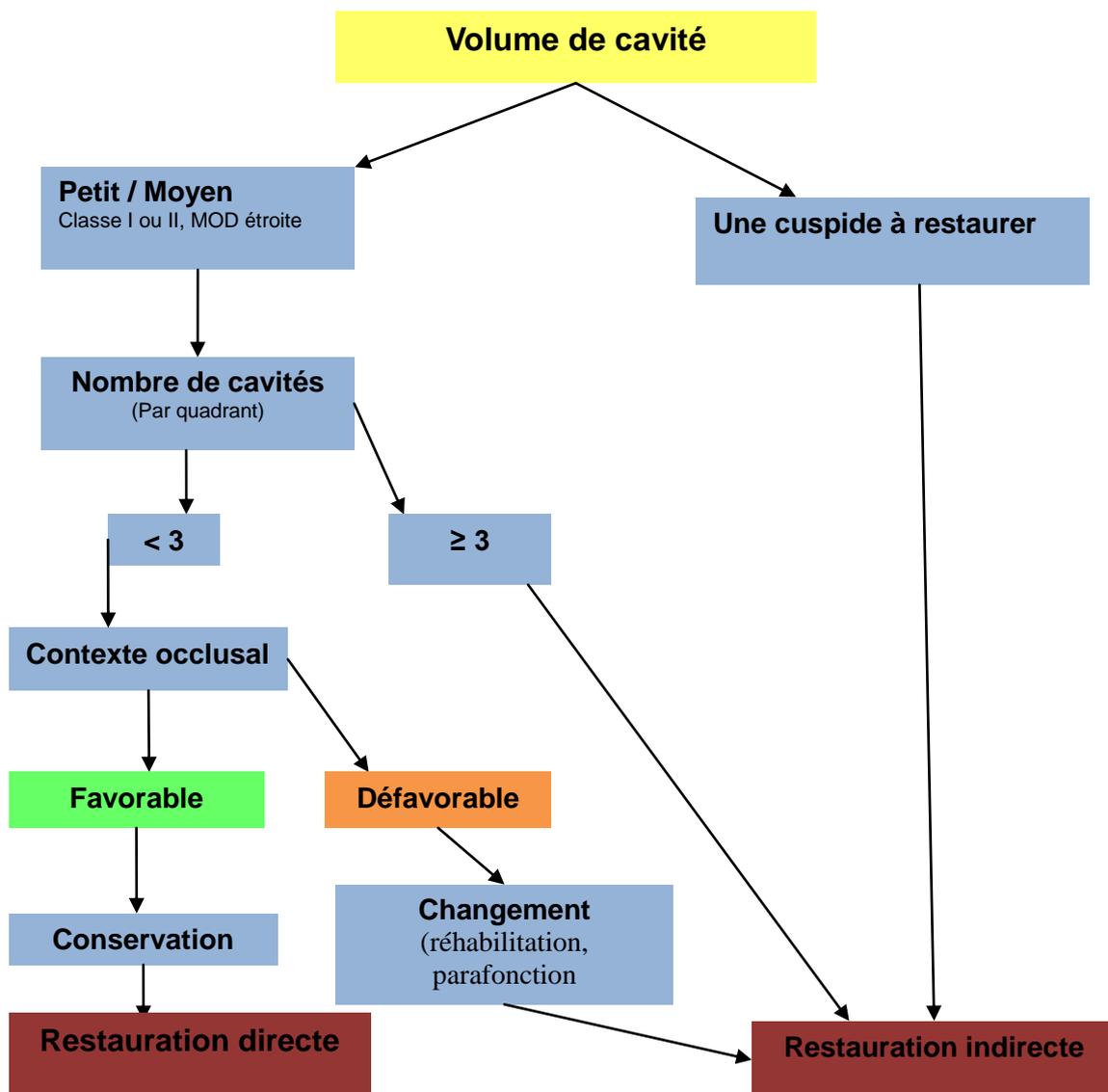


Figure 3 : Arbre décisionnel en fonction du volume cavitaire

(5)

Les indications se posent également en fonction de la situation clinique : (5)

- Les inlays/onlays sont à privilégier quand la nécessité de reconstituer plusieurs dents sur un même quadrant s'impose. Il sera ainsi plus judicieux de les traiter toutes en même temps en réduisant le nombre de séances et en permettant au laboratoire de réaliser des points de contact optimaux.

- Les dents difficiles d'accès, dans le cas d'ouverture buccale limitée, peuvent limiter les techniques directes et donc indiquer les techniques indirectes (reconstitution d'une dernière molaire en occluso-distal par exemple).
- De même, les techniques directes sont contre indiquées s'il reste moins d'un millimètre d'épaisseur d'émail au niveau de la limite cervicale. Il sera alors préférable d'opter pour un inlay/onlay qui nécessite seulement 0.5 millimètres d'émail.

Les contre indications sont : (4)

- Volume de cavité insuffisant et/ou faible épaisseur occlusale.
- Limite sous gingivale ou quantité d'émail sain insuffisant.
- Hygiène du patient insatisfaisante, manque d'observance thérapeutique et de motivation.
- Risque carieux individuel du patient élevé.

Les Inlays-Onlays peuvent être fabriqués avec différents matériaux, détaillés dans la partie 1.3.

1.3 Matériaux constituant les restaurations partielles adhésives postérieures

1.3.1 Les résines composites

Les résines composites sont des matériaux de restauration esthétiques pour des cavités de moyenne à grande étendue. (8)

Il s'agit d'une matrice constituée de polymères renforcée par des charges inorganiques. (11)

1.3.1.1 Définition des résines composites

Un matériau composite est un matériau composé de deux ou de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition.

La cohésion sera assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques.
(12)

1.3.1.2 Composition et structure des résines composites

Les résines composites en odontologie se composent (figure 4) :

- Pour 25% à 50% du volume (12 à 40% du poids) d'une phase organique (ou matrice organique résineuse). qui sert de liant. Elle est responsable de la phase plastique de la résine et contient la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation ainsi que des additifs.
- Pour 26% à 74% du volume (46% à 88% du poids) de charges (phase chargée). La taille des particules varie entre 0,02µm et 50µm.

Ces deux phases sont liées entre elles par un agent de couplage : le silane. (12)

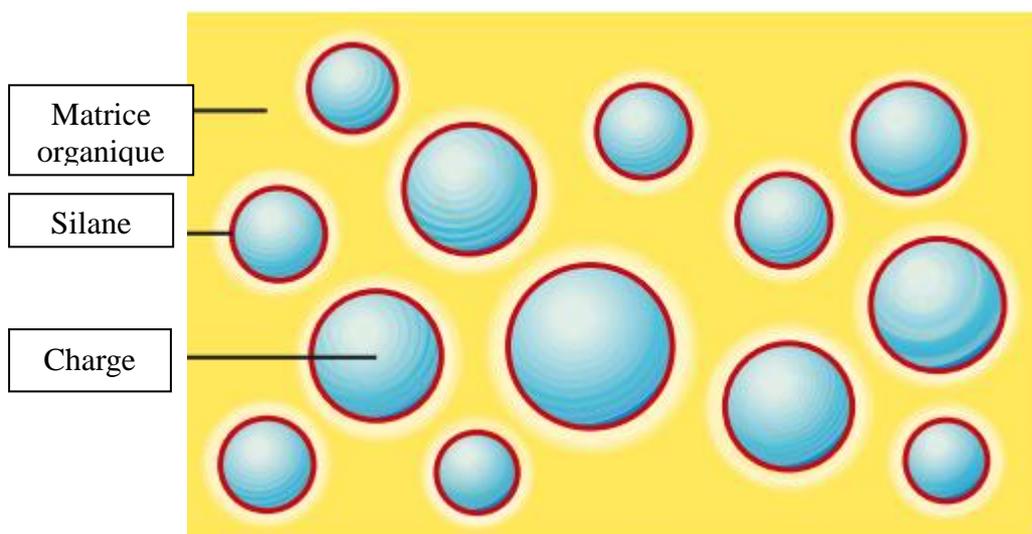


Figure 4 : Représentation schématique d'une résine composite

(12)

1.3.1.3 La phase organique des résines composites

La résine matricielle est composée de monomères ou d'oligomères. C'est dans ce réseau tridimensionnel que sont dispersées les charges. Les monomères fluides sont associés pour former un polymère solide.

La sélection de ces monomères influence la viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite.

Les monomères employés sont :

- La résine Bis-GMA : Bisphénol A-diglycidyléther méthacrylate ou résine diméthacrylique.

C'est la plus couramment employée. Il s'agit du produit de réaction du bisphénol A et du méthacrylate de glycidyle.

Son poids moléculaire élevé en fait un oligomère, ce qui diminue la rétraction de prise lors de la polymérisation (3 à 5% seulement). En effet, le poids moléculaire du monomère ou de l'oligomère élevé permet de créer moins de liaisons pendant le processus de polymérisation, ce qui entraîne une diminution de rétraction de prise.

Néanmoins, ce poids moléculaire élevé en fait également un matériau très visqueux. (12)

La composition en monomères joue sur la résistance à la flexion, à la traction, et influence le module d'élasticité du matériau.

C'est pour cette raison que des diluants ou monomères de bas poids moléculaire abaisseurs de viscosité y sont ajoutés :

- Le TEGDMA : Triéthylène glycol diméthacrylate, le plus utilisé.
- L'UDMA : Uréthane diméthacrylate.

Ils augmentent certes la rétraction de prise mais permettent d'obtenir une résine plus fluide, plus résistance à la flexion (augmentation du module d'élasticité) et moins cassante (diminution de la rigidité).

Enfin, les taux de Bis-GMA, UDMA et de TEGDMA sont ajustés en fonction des qualités souhaitées. (13)

1.3.1.4 Agents de polymérisation des résines composites

Cette matrice contient également des agents de polymérisation. (14)

Un amorceur se décompose en radicaux libres sous l'effet d'un activateur. Ces radicaux libres ouvrent la double liaison Carbone-Carbone du monomère pour former le polymère.

Par ailleurs, la polymérisation peut être initiée par l'amorceur, sans activateur, à température élevée.

Le rôle de l'activateur est de déplacer la cinétique de la réaction pour qu'elle puisse se produire à températures ambiante et buccale. Ils sont différents suivant le mode de prise du matériau : chemopolymérisation ou photopolymérisation.

1.3.1.5 La phase chargée des résines composites

Les charges sont la phase inorganique du matériau. Elles permettent de le renforcer, c'est-à-dire qu'elles augmentent sa résistance à la traction, à la flexion et à la compression. De plus, elles diminuent la rétraction de prise (ou retrait de polymérisation) et le coefficient de dilatation thermique. Ce sont ces charges qui donnent sa radio-opacité au composite. (14)

Généralement, celles-ci sont composées de silice (SiO_2). Leur taille et leur nombre varient (de 0,02 à 50 microns). Par ailleurs, plus les charges sont petites et nombreuses, plus les propriétés mécaniques, physiques et esthétiques sont améliorées. Néanmoins, le matériau en devient plus visqueux et difficile à manipuler. (15)

1.3.2 La photopolymérisation des résines composites

La photopolymérisation des composites est induite grâce aux agents activateurs et amorceurs présents dans la phase organique.

L'activateur se compose de photons (de la lampe à photopolymériser).

L'amorceur contient : (14)

- Un amine tertiaire qui est le DMAEM (DiMéthylAminoEthylMéthAcrylate).
- Un photosensibilisateur, le plus souvent la Camphoroquinone.

La réaction de polymérisation sera une réaction de polymérisation en chaîne, elle se déroule en trois étapes : (14)

- Phase d'initiation. Elle se déroule à faible vitesse. L'activateur (les photons) transforme le photo-sensibilisateur en photo-sensibilisateur activé. Sous l'effet de celui-ci, l'amorceur se décompose en radicaux libres ouvrant les doubles liaisons des monomères.
- Phase de propagation. Elle est rapide, les monomères se lient et forment le polymère par addition. En effet, le monomère devenu activé se lie à un autre monomère, activé à son tour.
- Phase de terminaison. Il n'y a plus de radicaux libres et le polymère cesse de se former.

La source de l'activateur est une lampe émettant des photons. Les systèmes les plus récents utilisent la lumière visible, notamment la lumière bleue, émettant des longueurs d'onde proches de 470 nm. Par ailleurs, la Camphoroquinone présente un spectre d'absorption de 466,5 nm. En effet, l'efficacité de la réaction de polymérisation est liée à la correspondance du spectre d'émission de la lampe et du spectre d'absorption du matériau. (12)

Le pourcentage de monomères se liant pour former le polymère donne le taux de conversion. Il est corrélé à la dureté du matériau. Ce degré de conversion sera fonction de plusieurs paramètres : (12,14,16)

- La nature et la taille des charges. Les charges de petites dimensions diffractent plus la lumière que les charges de gros volume car ces petites charges sont de tailles similaires aux longueurs d'ondes émises par les lampes à photopolymériser. De plus, plus les charges ont un indice de réfraction proche de celui de la matrice, plus la lumière est transmise.

Donc une même source peut polymériser une plus grande épaisseur de matériau.

- La nature de la matrice. La lumière peut être réfléchiée à la surface, mais également les pigments et molécules sont capables de diffracter cette lumière, qui aura plus de mal à pénétrer et diffuser à l'intérieur du matériau.
- La teinte du composite. La lumière pénètre moins facilement lorsque la teinte est plus foncée.
- La source lumineuse. Les lampes les plus utilisées sont des systèmes halogènes à large spectre, ou encore des systèmes LED (Diode à ElectroLuminescence). Quel que soit le système, sa puissance doit être comprise entre 400 et 600 mW/cm² (idéalement supérieure à 500mW/cm²). Pour éviter une perte de puissance, il est conseillé de diminuer au maximum la distance embout-composite, sans contact entre eux.
- Le temps d'irradiation. Il est déterminant pour optimiser la polymérisation en profondeur. Il est en moyenne de 40 secondes pour un incrément de 2mm.

L'inconvénient de la polymérisation des composites est le retrait de polymérisation. La polymérisation des composites à base de résine diméthacrylate s'accompagne d'un retrait volumétrique allant de 1 à 3% pour les composites visqueux, et jusqu'à 6% pour les composites fluides. (17)

Au cours de la polymérisation, la viscosité du composite augmente à mesure que l'on approche du point de gel, qui s'accompagne d'une augmentation rapide de la rigidité. Lors de la formation du polymère, des liaisons covalentes plus courtes se produisent, entraînant une diminution de la distance entre les monomères de résine. Cette diminution de distance intermoléculaire entraîne un polymère sous forme tassée et une contrainte de contraction dans le matériau. Avant la prise du matériau, c'est-à-dire avant le point de gel, la contrainte peut être compensée par déformation du matériau par le biais du flux, jusqu'à ce qu'il devienne indéformable.

Lors du collage de la résine aux parois de la cavité, cette contrainte de polymérisation, si elle est supérieure à la force de liaison, se développe au niveau de

l'interface dent/composite, la soumettant à une force de tension accrue. Lorsque cette tension est trop grande, il y a un risque de rupture du matériau et du tissu dentaire. (17,18)

Sur la figure 5, l'image de gauche représente le joint de collage aux parois de la cavité. L'image de droite montre la décohésion entre le polymère de collage et cette paroi dentinaire, due à la contraction de polymérisation.

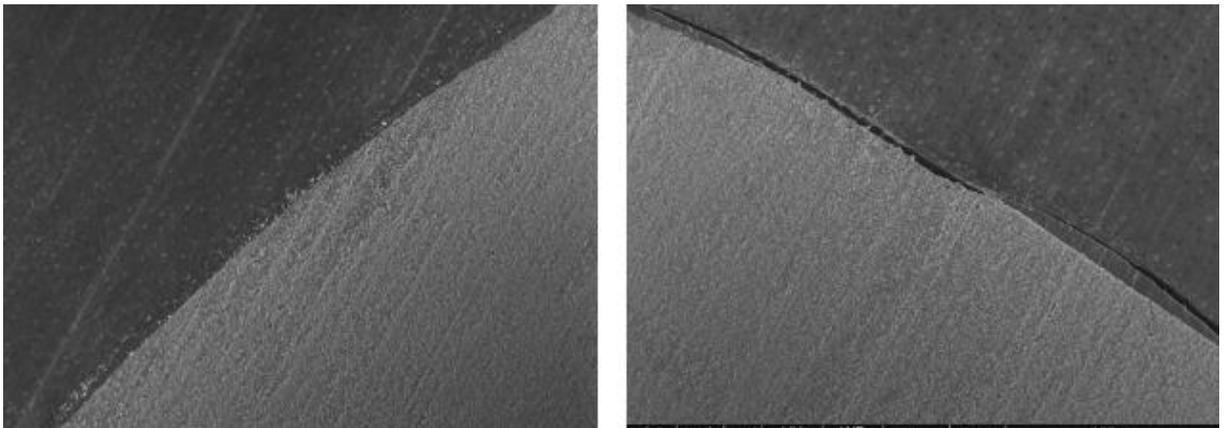


Figure 5 : Illustration du joint de collage et de la contraction de prise

(19)

Cette contrainte de polymérisation est influencée par la composition du composite : sa teneur en charges, sa matrice, son taux de conversion, le module d'élasticité, sa cinétique de polymérisation. (17)

Enfin, en raison des molécules et des pigments contenus dans le composite, la lumière ne peut pénétrer au delà de 4 à 5 millimètres d'épaisseur. De ce fait, et du fait du retrait de polymérisation, l'épaisseur maximale pour chaque couche photopolymérisée est de 2mm. De plus, certaines zones de la préparation ne pouvant pas être exposées directement doivent recevoir deux à trois fois le temps d'exposition recommandé. (20 à 60 secondes selon le matériau). (12,17)

1.3.3 Les Inlays-Onlays en résine composite

Les Inlays-Onlays en résine composite sont indiqués pour les cavités de moyenne à grande étendue. (8)

Ceux-ci peuvent être réalisés de façon traditionnelle au laboratoire : le prothésiste procède alors par stratification progressive de plusieurs incréments, mais a recours à une post polymérisation. Cette post polymérisation est réalisée par une augmentation de la température, qui est alors d'environ 100°C, majorant alors le degré de conversion. (20)

Les Inlays-Onlays en composite peuvent être réalisés par CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur), sous forme de blocs usinables, avec un taux de charges augmenté et un taux de monomères se transformant en polymère plus élevé. (21)

Les résines composites de laboratoire possèdent un module d'élasticité proche de celui de la dentine, ainsi qu'une résistance à l'abrasion proche de celle de l'émail. De par ces propriétés et des propriétés viscoélastiques de ces matériaux, leur comportement mécanique est amélioré, avec une augmentation de l'amortissement des contraintes et un risque d'usure prématurée de l'émail des dents antagonistes faible. (6,22)

Leur résistance et leur esthétique (large choix de teintes émail/dentine) sont devenues remarquables, avec notamment le recours à la postpolymérisation et à la technique de stratification anatomique réalisée par le prothésiste. (6)

Enfin, elles sont facilement réparables et facilitent la réintervention. (8)

Les inconvénients des Inlays-Onlays en composite est qu'il existe peu d'études sur leur comportement à long terme. Cependant, les désavantages qui apparaissent dans le temps sont d'ordres esthétiques et anatomiques, avec une altération de la teinte, une perte de contacts proximaux et de morphologie occlusale. (8,23)

Lors d'une étude menée par Khairallah et coll, le taux de survie d'Inlays-Onlays à 75 mois était de 100%. (22)

Comparés à la céramique, ils ont un coût plus faible, une finition des bords plus aisée et une longévité équivalente. (22,24)

1.3.4 Les Inlays-Onlays en céramique

La céramique est privilégiée pour les restaurations de volume important. (8)

Mis à part les céramiques polycristallines denses (Zircone), les céramiques sont des matériaux de structure composite. En effet, elles comprennent une structure vitreuse : la matrice de verre renforcée par des phases cristallines. (25)

Il s'agit de matériaux inorganiques composés de nitrures, carbures, borures et d'oxydes, ils présentent des liaisons chimiques fortes ioniques ou covalentes.

Les céramiques sont obtenues par agglomération, puis densification et consolidation par frittage (traitement thermique) d'une poudre de granulométrie adaptée. La consolidation se fait en phase liquide (prise hydraulique) ou solide (cristallisation), pendant laquelle les particules individuelles ou corps poreux évoluent vers une compacité maximale. (26) La plupart des matériaux céramiques se déclinent sous forme de blocs usinables pour la technologie CFAO. (27)

Pour la réalisation d'Inlays-Onlays, la vitrocéramique (renforcée en leucite ou disilicate de lithium) est un matériau de choix de par son aptitude au collage et ses propriétés optiques. L'optimisation du potentiel de collage est obtenue en exploitant la phase vitreuse du matériau (céramiques hautement vitreuses). (27)

Ces céramiques sont peu résistantes en traction et flexion mais très résistantes en compression, ce qui permet de les utiliser en secteur postérieur. (25)

Ce sont des matériaux hautement esthétiques, ayant fait leurs preuves dans le temps concernant la stabilité de teinte, de contacts proximaux et occlusaux. (22,23)

L'inconvénient majeur est qu'elles ne sont pas réparables, alors que ce sont des matériaux fragiles qui ne se déforment pas avant de se fracturer sous contraintes. Cependant, le collage, en jouant un rôle d'amortisseur, va permettre de compenser cette fragilité en dissipant à l'intérieur du joint de colle ces contraintes lors de la fonction. (23,27)

Morimoto et Coll. ont évalué en réalisant une méta-analyse le taux de succès des restaurations partielles adhésives en céramique. Les résultats sont de 92 à 95% à 5 ans et 91% à 10 ans, la cause d'échec principale étant la fracture. (2)

Otto et coll. ont réalisé une étude concernant les inlays-onlays en céramique sur une période de 27 ans. Le taux de succès était alors de 87,5%. Les échecs des restaurations étaient dus à des fractures de céramique pour 65% des cas et des fractures dentaires pour 13% des cas ; certaines fractures étant associées à la propagation de fissures. (28)

Les inlays-onlays sont donc soit fabriqués en résine composite, soit en céramique, puis collés.

Il est important de comprendre les mécanismes qui permettent à ceux-ci d'adhérer aux surfaces dentaires. Cette compréhension passe donc aussi par celle des tissus dentaires concernés, c'est-à-dire leur composition, leur structure et leurs propriétés. Ces substrats dentaires différents, de même que le collage, multiplient les interfaces de restauration.

2 Adhésion aux tissus dentaires à restaurer

2.1 Histologie des tissus dentaires à restaurer

2.1.1 L'émail

L'émail est la structure la plus dure et la plus minéralisée du corps humain. Il est sécrété par les améloblastes, cellules épithéliales d'origine ectodermique. (29)

Il est composé de : (29)

- 96% (de son poids) de matière minérale.
- 4% (de son poids) d'eau et de constituants organiques.

Il présente une micro architecture tridimensionnelle complexe composée essentiellement de faisceaux organisés en décussation ce qui lui confère une grande résistance et une ténacité élevée (figure 6). (30)

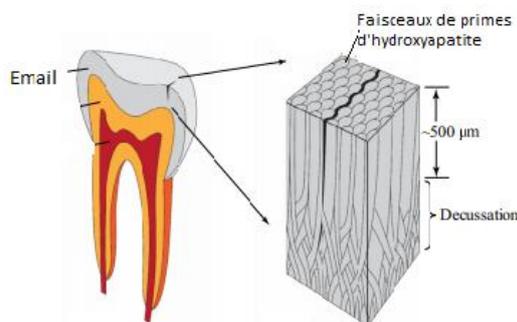


Figure 6 : Schéma de la micro architecture de l'émail

(30)

En effet, la partie minérale, qui est constituée d'hydroxyapatite (phosphate de calcium) est organisée en prismes hexagonaux formant des faisceaux de 4 à 8 µm qui traversent toute l'épaisseur de l'émail, de la jonction émail-dentine jusqu'à la surface de la couronne de la dent. C'est l'émail prismatique (figure 7).

Sur la figure 7, sont observés les espaces entre l'hydroxyapatite qui maintiennent ces faisceaux, c'est l'émail interprismatique. Ces espaces sont constitués d'eau et de constituants organiques (lipides polysaccharides et glycoprotéines). (30)

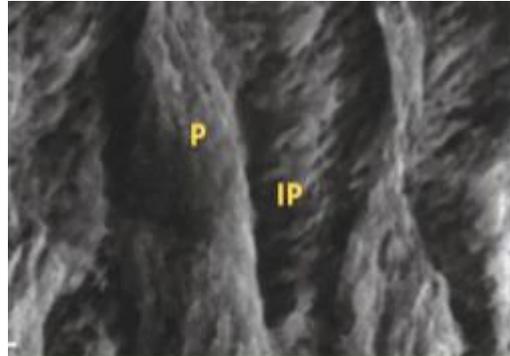


Figure 7 : Observation microscopique de l'émail prismatique P et interprismatique IP

(31)

2.1.2 La pulpe

La pulpe est un tissu conjonctif lâche, contenu dans la chambre pulpaire et se prolongeant jusqu'aux apex. Elle est innervée et vascularisée. (29)

Elle forme avec la dentine le complexe dentino-pulpaire. Bien que la dentine et la pulpe aient une structure et une composition différentes, elles réagissent aux stimuli en tant qu'unité fonctionnelle. (32)

Les cellules mésenchymateuses qui tapissent la pulpe forment les composants organiques de la dentine. Elles se différencient donc en odontoblastes qui sécrètent un réseau fibrillaire appelé prédentine, ensuite minéralisé. Ces odontoblastes transportent des minéraux et des cristaux d'hydroxyapatite autour des fibres collagéniques, pour former la dentine. (33)

De la même façon, suite à une agression de ce complexe dentino-pulpaire, la pulpe est capable de sécréter la dentine tertiaire ou réparatrice. Elle réagit par un phénomène inflammatoire, c'est le seul tissu conjonctif capable de s'auto-protéger. Ainsi, des cellules nouvellement formées de type odontoblastes, issues de la différenciation des fibroblastes de la pulpe remplacent les odontoblastes. (33,34)

Ce phénomène va dépendre de la nature, l'intensité et la durée de l'agent agresseur, mais également de l'état de santé pulpaire. De ce fait, les traitements dentaires réalisés doivent tenir compte de l'agression pulpo-dentinaire, des techniques opératoires qui respectent ce complexe, ainsi que des propriétés des matériaux utilisés. C'est-à-dire leur cytotoxicité propre ou indirecte (par leur défaut d'étanchéité conduisant à des proliférations bactériennes au niveau du joint dent-restauration). (34)

2.1.3 La dentine

La dentine est le tissu dentaire le plus important par sa masse, recouvert soit par l'émail, soit par le cément. Il s'agit d'une matrice extra cellulaire sécrétée par les odontoblastes, puis calcifiée (cristaux d'hydroxyapatite). (29)

Elle est composée de : (35)

- 70% (de son poids) de matière minérale
- 20% (de son poids) de matière organique (fibres de collagène de type 1 en grande partie).
- 10% (de son poids) d'eau.

La dentine est parcourue par des tubuli dentinaires (en moyenne 50000/mm²). Ceux-ci traversent la dentine jusque la chambre pulpaire et contiennent des prolongements cytoplasmiques des odontoblastes responsables de la sécrétion de dentine. Ces prolongements sont en contact étroit avec les terminaisons nerveuses libres des fibres nerveuses amyéliniques, ce qui est donc responsable des sensibilités dentinaires. (29)

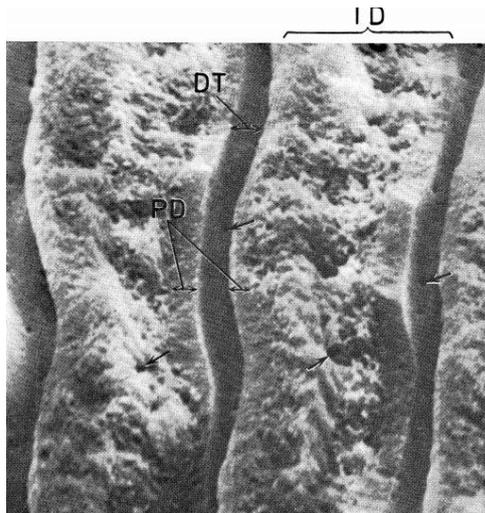


Figure 8 : Observation microscopique de la dentine en coupe transversale

(36)

On distingue donc sur la figure 8 la dentine pérítubulaire (PD) qui tapisse certains tubules, fortement minéralisée et sans collagène, et la dentine intertubulaire (ID), fibres de collagène de type 1 minéralisées et perpendiculaires aux tubuli.

La dentine pérítubulaire est très peu présente au niveau de la jonction émail dentine. Elle est plus rigide que la dentine intertubulaire et diffuse des minéraux dans les tubules qui peuvent s'y accumuler voire les obstruer ou les scléroser lorsque la dentine est plus âgée. (37,38)

La résistance de la dentine serait fonction de la direction des forces exercées par rapport aux tubuli. En effet, la résistance mécanique est plus grande lorsque les forces sont perpendiculaires aux tubuli. (37,38)

A l'intérieur de ces tubuli se trouve le liquide dentinaire sous une pression positive. Lors de stimuli chimique, thermique ou tactile, des mouvements de fluide se font de la pulpe vers la dentine et inversement. Lorsque le joint émail-dentine n'est plus existant, un mouvement de fluide se crée vers l'extérieur, c'est la perméabilité dentinaire. (39)

Cette perméabilité dentinaire est divisée en deux catégories : le mouvement de fluide à travers les tubules comme décrit précédemment, et le mouvement d'infiltration de substances exogènes. (32)

Etant donné que la densité et le diamètre des tubuli augmentent près de la pulpe (15 000/mm² à la jonction émail-dentine et 65000/mm² à proximité pulpaire), la perméabilité varie en fonction de la profondeur et est plus élevée près de la pulpe. Ainsi, à mesure que l'épaisseur de la dentine diminue (lors de préparations), la perméabilité augmente et la surface de la dentine devient humide. Enfin, la perméabilité varie également en fonction de l'emplacement et de l'âge, les dépôts de minéraux limitent les mouvements de fluides (dentine sclérotique). (32)

Lors de lésions de la dentine, l'activité sécrétoire des odontoblastes est stimulée au cours de la déminéralisation pour élaborer une dentine réactionnelle. En revanche, des cavités profondes conduisent souvent à la destruction des odontoblastes, induisant la formation de dentine réparatrice par la pulpe, comme vu précédemment. (33)

2.1.4 La jonction amélo-dentinaire

Cette jonction est l'interface entre la dentine et l'émail des dents. Elle est traversée par des fibres de collagène de type 1 qui émanent de la dentine perpendiculairement à la jonction (alors que ces fibres sont parallèles à celle-ci dans la masse dentine), et entrent directement dans l'émail. (40)

Lors de sa formation, certains jeunes cristaux d'émail entrent dans le manteau dentinaire immature, des connexions sont formées entre les cristaux d'émail et de dentine qui fusionnent. La dentine et l'émail y sont donc étroitement liés. Ainsi, lorsqu'une carie se développe, elle se propage le long de la jonction amélo-dentinaire, et l'émail se déstructure lorsque la dentine est atteinte. (41)

La jonction amélo-dentinaire apparaît comme une ligne festonnée (figure 9), plus large au niveau des dents postérieures que des dents antérieures et sa surface augmente à proximité de l'émail. (41,42)

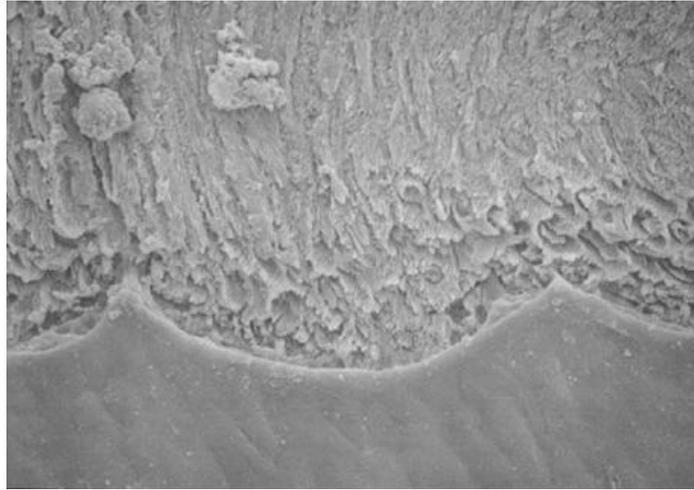


Figure 9 : Observation microscopique de la jonction Email-Dentine

(43)

Son rôle principal est de limiter la propagation des fissures ayant débuté dans l'émail. Elle absorbe et répartit les charges appliquées sur les dents (forces masticatoires ou impacts). Les fissures ne s'arrêtent cependant pas au niveau visible de la jonction mais plus loin au niveau de la dentine du manteau, qui contient moins de minéraux. (40)

2.2 Mécanismes d'adhésion aux tissus dentaires

2.2.1 Définition de l'adhésion

Selon Degrange, l'adhésion est l'union d'une surface à une autre avec laquelle elle se retrouve intimement liée. Elle résulte de l'ensemble des interactions qui contribuent à unir deux surfaces entre elles.

Ces interactions sont les rétentions mécaniques de l'adhésif dans les pores et rugosités du tissu dentaire, puis les liaisons chimiques et physicochimiques intermoléculaires échangées entre l'adhésif et le tissu à adhérer.

L'adhésion englobe donc l'ensemble des interactions qui contribuent à lier deux corps entre eux. (44)

Il existe deux théories au sujet des mécanismes d'adhésion : (44)

- La théorie micro-mécanique, selon laquelle l'adhésif s'engrène mécaniquement dans les rugosités et irrégularités de surface des tissus dentaires minéralisés.
- La théorie d'adsorption, qui s'applique aux liaisons chimiques de l'adhésif au tissudentaire, qu'elles soient primaires (liaisons ioniques et covalentes) ou secondaires (liaisons hydrogènes, dipôles et forces de van der Waals).

En dentisterie adhésive, la théorie micro-mécanique est l'explication la plus courante du mécanisme d'adhésion d'un matériau à la structure dentaire. (44,45)

Cependant, une adhésion optimale requiert un contact intime entre le matériau et les tissus adhérents. Entre les tissus dentaires minéralisés et les biomatériaux décrits ci dessous, ce critère est possible grâce aux adhésifs fluides. Ce contact dépend avant tout de la mouillabilité de ces tissus dentaires. (44,45)

2.2.2 Polymères de collage employés

Les Inlays-Onlays sont assemblés par collage afin d'assurer leur pérennité. En effet, celui-ci crée un joint qui répartit les contraintes sur toute sa surface afin de les amortir, tout en améliorant la rétention et l'étanchéité de la restauration. (46,47)

Magne et Douglas ont montré que le collage permettait de retrouver jusqu'à 88% de la résistance originelle d'une dent. (48)

Les composites de collage peuvent être photo ou chémozopolymérisables, ou encore à prise duale. Il en existe trois grandes familles : (49)

- Les colles avec potentiel adhésif. Il s'agit de colles conventionnelles. Elles sont proches des composites fluides peu chargés, mais peuvent également ne pas contenir de charges. La différence avec ces derniers est qu'elles comportent dans leur matrice résineuse des groupements

chimiques fonctionnels tels que le Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP-10) ou le 4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydre (4-META). Ces groupements favorisent l'adhésion en particulier aux céramiques et aux substrats dentaires. Elles nécessitent néanmoins l'application d'un adhésif

- Les colles auto-adhésives. Il s'agit de composites ne nécessitant pas de traitement préalable des tissus dentaires et de la pièce prothétique. Cette adhésion est possible grâce à la présence dans leur composition de groupements réactifs à base de phosphate.
- Les colles sans potentiel adhésif. Ce sont des colles conventionnelles, elles nécessitent l'application d'un adhésif préalablement (sur le tissu dentaire et l'intrados de la pièce prothétique). En effet il s'agit de composites dits classiques sans spécificité d'adhésion aux tissus dentaires ou à la restauration.

Bien que la mise en place des colles adhésives soit simplifiée, elles ne sont pas préférables aux colles conventionnelles. En effet Roy et coll. ont montré que leur force d'adhésion à la dent était inférieure à celle des colles conventionnelles. (50)

Il est également possible d'utiliser de simples composites de restauration comme polymères de collage. Ils sont alors uniquement photopolymérisables et très chargés, donc de haute viscosité. Ils assurent un confort d'utilisation (temps de travail long) et une bonne gestion des débords (élimination aisée des excès). Ils nécessitent cependant une technique d'insertion par ultrasons afin de contrôler les porte-à-faux du joint de collage. (51)

Contrairement aux colles conventionnelles à polymérisation duale, la photopolymérisation de ces composites peut être incomplète. En effet, la pièce prothétique présente un obstacle à la transmission des rayons lumineux émis par la lampe à photopolymériser. De plus, la viscosité élevée est un obstacle à la mise en place du composite et de la restauration. Il est alors préconisé de chauffer celui-ci afin de s'affranchir de ces problèmes. (52–54)

Enfin, les adhésifs amélo-dentaires sont des biomatériaux d'interface qui forment un lien étanche et adhérent entre les tissus dentaires et les composites de collage en permettant une adhésion micro-mécanique.

Ils sont également capables de former des liaisons chimiques avec les cristaux d'hydroxyapatite.

Par ailleurs, ils contiennent des monomères de résine qui pénètrent dans les tissus et qui se lient par polymérisation aux composites de collage.

Ainsi, ce joint adhérent permet d'optimiser l'adhésion des restaurations lorsque la rétention est faible, mais également de limiter les contraintes de polymérisation du composite sus-jacent. (55)

2.2.3 Interface polymères de collage / restauration

La qualité de l'interface entre la colle et la restauration passe par le traitement de la surface prothétique, que des colles conventionnelles ou composites traditionnels de restauration soient employés. La force d'adhésion est alors augmentée par la formation de rugosités, permettant une liaison chimique et micro-mécanique. (56)

Premièrement, concernant les restaurations indirectes en composite, ce traitement de surface s'effectue par un sablage de l'intrados à l'oxyde d'Alumine 50µm permettant la rétention micro-mécanique. Un mordantage à l'acide phosphorique afin de dépolluer la surface est possible. La liaison chimique s'effectue par l'application d'un silane sur cet intrados, puis d'un adhésif. (56)

Ensuite, concernant les restaurations indirectes en céramique, les rugosités permettant la liaison micro-mécanique sont obtenues en deux étapes.

La première consiste en un sablage, permettant de détruire la pellicule superficielle de glaçage de la céramique et de déposer des particules de silice.

La seconde consiste en l'application d'un acide fluorhydrique de 5 à 9%.

Après rinçage, la liaison chimique est également obtenue par l'application d'une couche de silane puis d'un adhésif. (57)

Le silane est un agent de couplage qui se lie à la matrice vitreuse d'une part (silice de la céramique), et à la matrice résineuse des adhésifs et composites de collage d'autre part. (57)

2.2.4 Interface tissus dentaires / polymères de collage

2.2.4.1 Email

La rétention micro-mécanique à l'émail est possible si la mouillabilité de surface est augmentée.

Avant traitement, la surface de l'émail est lisse (peu rétentive) et couverte de plaque bactérienne, ce qui empêche le contact d'un matériau avec le tissu. (58)

Afin d'obtenir une efficacité de collage maximale l'étape de mordantage est primordiale. Le mordantage à l'acide orthophosphorique (pendant 30 secondes) permet d'obtenir une surface rugueuse et d'augmenter l'énergie de surface (figure 10).

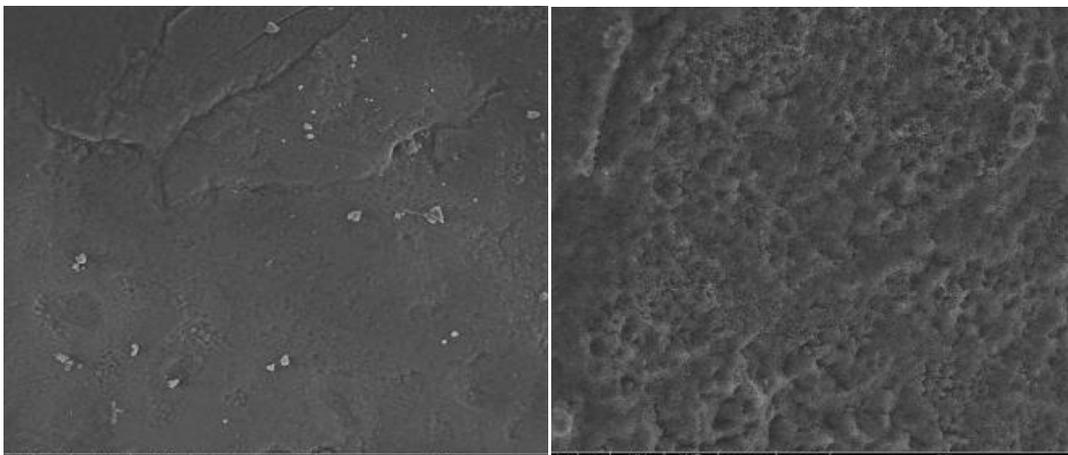


Figure 10 : Surface de l'émail avant (G) et après (D) mordantage

(19)

L'adhésion à l'émail est plus liée à la qualité du traitement de surface qu'au type d'adhésif utilisé. On obtient une surface irrégulière et anfractueuse, possédant une haute énergie de surface. La résine adhésive peut alors infiltrer les anfractuosités ainsi créées, on parle de micro-clavetage. (59)

L'attaque acide engendre une altération de la surface, permettant d'augmenter la surface développée de 10 à 20 fois. Ces micro-rétentions autoriseront l'adhérence mécanique par micro-clavetage des restaurations adhésives. Il s'agit du pilier du collage en dentisterie adhésive décrit par Buonocore. (19)

2.2.4.2 Dentine

Le collage à la dentine est plus complexe que pour l'émail pour plusieurs raisons.

Premièrement en raison de son humidité intrinsèque liée aux mouvements de fluides dentinaires posant des problèmes d'étanchéité.

Deuxièmement en raison de son hétérogénéité de structure faisant suite aux modifications physiologiques et pathologiques.

Enfin en raison de la boue dentinaire (ou smear-layer) présente en sa surface. Cette dernière est composée d'hydroxyapatite et de collagène et bouche les tubuli, s'opposant au contact intime entre le matériau et la dentine.

L'adhésion à la dentine nécessite donc la création d'une zone d'interdiffusion, appelée couche hybride. (60)

2.2.4.3 La couche hybride

- Généralités

Nakabayashi a défini le principe de couche hybride, qui est une zone d'interdiffusion entre la dentine et le matériau de scellement dentinaire. (61)

Elle comprend une première phase, la déminéralisation de la dentine (figure 11).

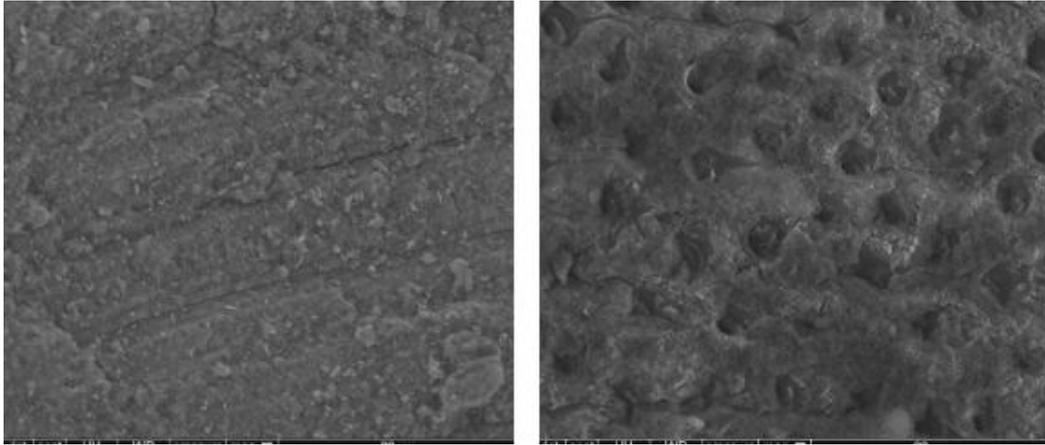


Figure 11 : Surface de dentine avant (G) et après (D) mordantage

(19)

Les tubuli étant ouverts, la deuxième phase est basée sur un mécanisme de diffusion, les macromolécules de résine s'infiltrant autour des fibres de collagène de la dentine. (62)

Après prise par photopolymérisation, une interphase mixte dentine-biomatériaux étanche est obtenue. (55)

- Mécanisme de formation de la couche hybride (60,63)

La couche hybride est un entrelacement de fibres de collagène présentes dans la dentine et de monomères de résine de l'adhésif, comparable à « un velcro » à l'échelle macromoléculaire.

La formation d'une couche hybride sans dissolution de la smear layer est un risque d'échec pour le collage car l'adhérence entre la boue dentinaire et la dentine par le biais des bouchons qu'elle forme dans les tubules dentinaires est faible.

C'est pour cela que la smear layer est totalement ou au moins en partie dissoute quel que soit le système adhésif, par un traitement acide pour l'éliminer ou la stabiliser.

En fonction du système adhésif sélectionné, la couche hybride est constituée par la résine adhésive et la smear layer partiellement dissoute, ou par résine et la dentine totalement débarrassée de la smear layer.

Pour dissoudre cette boue dentinaire, la dentine est mordancée à l'aide de l'acide orthophosphorique pendant 10 à 15 secondes. Il déminéralise la surface dentinaire (hydroxyapatite), les fibres de collagène sont alors exposées sur une profondeur d'environ 10µm.

On utilise alors adhésif contenant un solvant hydrophile, pour créer la couche hybride, où les monomères pénètrent dans les tubuli, jusqu'aux fibres de collagène pour s'ancrer mécaniquement à la dentine, offrant un résultat comparable à la jonction amélo dentinaire. (64)

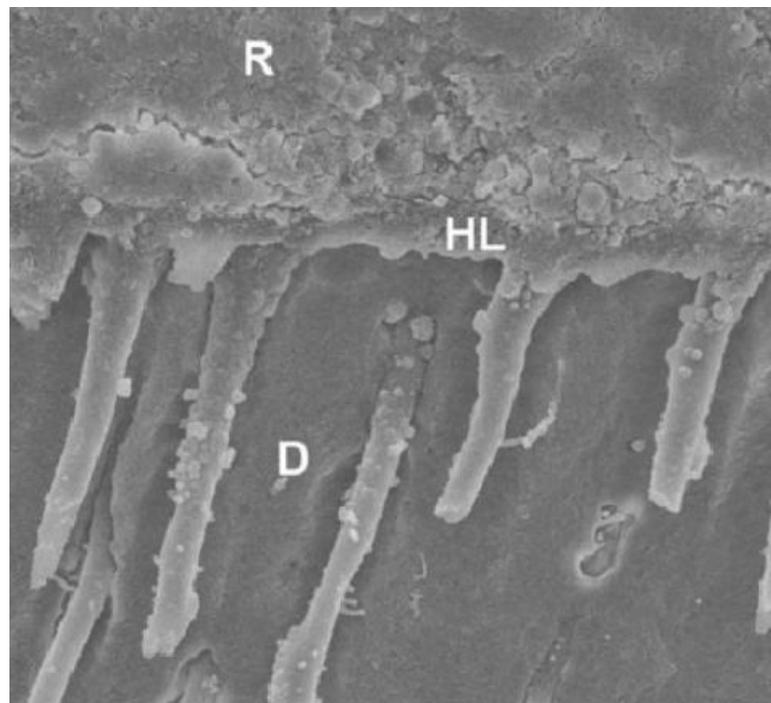


Figure 12 : Illustration de la couche hybride

(65)

Sur la figure 12, les couches successives sont visibles : le composite et adhésif (R), la couche hybride avec les monomères d'adhésif et le collagène de la dentine (HL), la dentine (D).

Cependant, des enzymes protéolytiques, les métalloprotéinases (MMP), notamment la collagénase (MMP-8) et les gélatinases (MMP2, MMP9) sont synthétisées par les odontoblastes. Elles sont capables de dégrader le collagène exposé en cas d'infiltration de résine incomplète. Le collagène insoluble, se dégrade en peptides et gélatine solubles, incorporant de l'eau dans l'interface. Leur activation

requiert un environnement à faible Ph, mais également la présence d'eau. Cette dégradation provoque une perte de liaison dentine-résine. (61)

2.2.5 Les différents systèmes adhésifs employés

En pratique, la jonction amélo-dentinaire sert de modèle biomimétique pour le développement de systèmes adhésifs à l'émail et la dentine, elle peut être comparée à ceux-ci. (43)

2.2.5.1 Les M&R (Mordançage et Rinçage)

Ce sont des protocoles avec mordançage et rinçage, ou technique de mordançage total, à l'acide orthophosphorique 32 à 37% pendant 5 à 15 secondes en fonction du système utilisé.

Ces systèmes sont appliqués en trois ou deux temps : M&R3 et M&R2. (64)

Débuter le protocole par un mordançage total de la dentine et de l'émail augmente leur perméabilité aux résines, permettant l'ancrage micro mécanique à l'émail. (66)

Concernant la dentine, suite au mordançage, les tubuli sont ouverts et les monomères ont de l'espace pour y pénétrer et entourer les fibres de collagène sous jacentes afin de former la couche hybride. (67)

Lorsque la dentine est déminéralisée puis rincée, elle est alors composée de 70% d'eau (0% de minéraux et 30% de collagène), qui sera idéalement totalement remplacée par de la résine dans la couche hybride, grâce à un primer contenant des monomères hydrophiles. (67)

Toutefois, en raison des mouvements de fluides, des monomères hypertoniques et de la présence de solvant résiduel, l'infiltration de la résine dans la couche hybride peut être incomplète, laissant des fibres de collagène exposées. (66)

Le faible pH, le collagène exposé, et la présence d'eau activent les MMP. De ce fait, cela peut conduire à une perte de liaison durable avec la résine. (61,66)

Ainsi, une stratégie a été d'incorporer dans le protocole des inhibiteurs des MMP (2% de chlorhexidine, qui permettra aussi d'éliminer les bactéries), ou encore de remplacer le solvant (monomères hydrophiles) eau par de l'éthanol dans le primer car les monomères de résine y sont solubles.

Ce primer est donc composé de solvant, de molécules hydrophobes qui se lient à la résine (hydrophobe), et hydrophiles qui se lient au collagène. Son rôle est alors d'optimiser le remplacement de l'eau par les monomères de résine pour former la couche hybride. (66,67)

La dernière étape est l'application d'une résine hydrophobe (monomères hydrophobes) peu chargée, idéalement sans solvant. Elle pénètre les tubuli, permettant l'obtention d'une interface entre la dentine, la couche hybride, et les polymères de collage. (64)

2.2.5.2 Les SAM (Systèmes Auto-Mordançant)

Ces systèmes auto-mordançant (SAM) ne nécessitent ni de mordantage ni de rinçage.

Ils sont retrouvés dans les systèmes à un ou deux temps : SAM 1 et SAM2 (mordantage + primer + résine ou mordantage + primer et résine).

Les applications en un temps simplifient le protocole mais il est déconseillé de les utiliser car leur force de liaison est faible. Ces systèmes se comportent comme une membrane perméable après la polymérisation et permettent la diffusion de fluide dentinaire à la surface de l'adhésif, interférant avec les résines chémopolymérisables (ou à prise duale) en inhibant la catalyse de part leur acidité, ne permettant donc pas un joint hermétique. (68)

Les SAM2 sont préférables aux systèmes à une bouteille car la première couche acide (mordantage + primer) est recouverte d'une résine adhésive hydrophobe sans solvant qui crée un film riche en diméthacrylates, plus solides que les monométhacrylates. (67)

Concernant certains SAM2 (Clearfil Protect Bond® par exemple), le primer acide contient un monomère antibactérien et l'adhésif libère du fluorure, ce qui présente un avantage non négligeable car le risque de caries secondaires est minimisé. (69)

Ces systèmes ont tendance à sceller la dentine plus efficacement car l'auto-mordantage s'effectue à un PH moins acide que les systèmes à mordantage et rinçage (pH2- 2,4), et éliminent seulement environ 1µm des 2µm de boue dentinaire (infiltrée et non éliminée) qui est imperméable aux fluides dentinaires en scellant les tubuli. Les sensibilités post-opératoires sont ainsi diminuées. (67,70)

Pour finir, De Munck et coll. ont comparé les forces de liaison (microTBS ou microtensile Bond Strenght) des adhésifs auto-mordantant et à mordantage total sur la dentine et l'émail.

Ces études concluent que : (71)

- Pour l'émail, cette force de liaison passe de 10,3MPa avec un SAM1 (AQ Bond®) à 49,5MPa avec un M&R2 (Prime & Bond NT®)
- Pour la dentine, les valeurs du test microTBS sont de 15,5MPa avec un SAM1 (Reactmer®) et 59,6MPa avec un M&R3 (Optibond FL®)

Bien qu'il y ait une tendance à simplifier les procédures, les données récentes confirment que les techniques de mordantage total à trois étapes sont le gold standard, elles sont plus fiables à long terme et possèdent une meilleure adhésion. (64)

Cette zone d'interdiffusion appelée couche hybride est donc la clé d'un bon collage en dentisterie adhésive. Des principes d'optimisation de celle-ci sont donc mis en place, tels que le scellement dentinaire immédiat et la mise en place d'un substitut dentinaire. Ces mécanismes seront vus dans la partie 3.

3 Scellement dentinaire immédiat

3.1 Définition de l'IDS

Le scellement dentinaire immédiat (ou IDS) s'inscrit dans la réalisation de restaurations partielles indirectes telles que les inlay-onlays, il n'existe pas de raison scientifique de ne pas le systématiser. (72)

Le scellement dentinaire immédiat consiste à obturer immédiatement la dentine fraîchement préparée avant de réaliser l'empreinte pour les restaurations indirectes collées, contrairement au scellement dentinaire différé. (72)

Cette technique permet de mettre à l'abri le complexe dentino-pulpaire des agressions physiques, chimiques et bactériennes, le but étant d'optimiser son potentiel vital. (6,72)

La finalité du scellement dentinaire immédiat est d'optimiser la formation de la couche hybride. (61)

3.2 Avantages et inconvénients de l'IDS

2.2.1 Avantages de l'IDS

Le scellement dentinaire immédiat permet principalement d'obtenir une diminution des sensibilités, une adhérence et adhésion améliorées, ainsi qu'une diminution de l'activité bactérienne. (72)

3.2.1.1 Contaminations bactériennes

L'avantage de sceller la dentine fraîchement coupée est que la contamination par les matériaux de scellement des restaurations provisoires est réduite. De plus, pendant la temporisation la dentine sera aussi protégée des infiltrations et contaminations bactériennes exogènes (salive, sang, etc...). (64,73)

3.2.1.2 Sensibilités

Le scellement dentinaire immédiat réduit de manière significative les sensibilités post opératoires jusqu'à un mois après sa mise en place, en comparaison à des cas n'ayant pas été traités avant la mise en place de restaurations postérieures. Les résultats sont immédiats car un complexe pulpodentinaire sain réagira et déposera de la dentine tertiaire au niveau des tubules, après 6 mois il n'y a plus de différence de sensibilité entre les différents groupes. (74)

Les préparations exposent jusqu'à 1cm² de dentine ce qui représente plus de 3 millions de tubules exposés. La dentine devient donc perméable et sensible aux stimuli hydrodynamiques. Les bactéries solubles y pénètrent jusqu'à la pulpe et provoquent des réactions immunologiques entraînant une inflammation pulpaire douloureuse. Par ailleurs, la dentine tertiaire a besoin de 30 jours pour se former, et ne pourra pas se créer si la pulpe est inflammatoire. Les résines polymérisées immédiatement empêchent les fluides et bactéries solubles de pénétrer dans les tubuli, donc la réaction inflammatoire. (67)

Enfin, il s'agit d'un confort supplémentaire pour le patient, car le praticien n'a pas recours à l'anesthésie lorsqu'il revoit le patient pour déposer la restauration provisoire et coller la restauration définitive. (64)

L'absence d'anesthésie facilite l'essayage de la pièce prothétique et les ajustements occlusaux. (67)

3.2.1.3 Adhérence et adhésion

L'adhésion correspond aux phénomènes physico-chimiques responsables de la formation et la cohésion des interfaces entre deux solides. L'adhérence, quant à elle, correspond aux paramètres responsables de la tenue de ces interfaces en présence de sollicitations mécaniques extérieures. (75)

Hashimoto et coll. ont conclu que la force d'adhérence augmentait avec chaque couche d'adhésif, jusqu'à quatre couches. (76)

Ito et coll. ont conclu que plusieurs couches d'adhésif pouvaient améliorer la force de liaison et l'adhésion à la dentine, surtout si celles-ci sont photopolymérisées séparément, sans affecter la qualité de la couche hybride. (77)

Créer un lien durable et solide entre les matériaux de restauration et la dentine est plus difficile que de créer une liaison à l'émail en raison du caractère hydrophile intrinsèque de la dentine.

Lorsque la smear layer est supprimée, le fluide dentinaire est présent à la surface des tubuli et empêche les agents de collage de se lier à la dentine, ce qui altère la qualité de l'adhésion. Le scellement dentinaire immédiat permet de diminuer cette perméabilité et donc améliorer l'adhésion lors du collage. (77,78)

La force de liaison et l'adhérence sont optimisées en scellant la dentine immédiatement, car l'adhésif et la résine sont photopolymérisés avant le collage de la pièce prothétique. Dans le cas contraire, la couche hybride qui n'est pas complètement durcie devient fragile à cause de la pression lors de la pose de l'onlay, car les fibres de collagène, écrasées, ne se lient pas correctement à la résine. (64,79)

Reis et coll. ont montré que la force de liaison lors du scellement dentinaire immédiat se renforçait sur une période d'une semaine, en raison de l'achèvement du processus de copolymérisation des monomères. La liaison se renforce sans stress occlusal, donc sans pression sur les fibres de collagène, par la mise en place différée de la restauration. (80)

3.2.1.4 Ajustement

Enfin, les problèmes d'ajustement des restaurations sont évités. En effet, la couche d'hybridation est photopolymérisée immédiatement avant l'empreinte, ce qui ne crée pas de surépaisseur lors du scellement (avec un adhésif dentinaire le film possède une épaisseur de 60 à 350 microns). L'ajustement marginal est donc optimal. (77,78)

3.2.2 Inconvénients de l'IDS

3.2.2.1 Interactions avec le matériau d'empreinte

Premièrement, l'inconvénient est la formation de la couche d'inhibition liée à l'oxygène. Lors de la polymérisation, des monomères d'initiation à la polymérisation de la résine ne subissent pas la réaction de copolymérisation. L'oxygène réagit avec ces radicaux libres à base de carbone pour former des radicaux peroxydés. L'efficacité de l'initiation est donc réduite ce qui entraîne une inhibition de polymérisation à la surface de la résine. (81)

Cette couche d'inhibition liée à l'oxygène engendre une difficulté majeure : le tirage lors de l'empreinte. La couche de résine partiellement polymérisée inhibe la réaction de prise des matériaux d'empreinte. De ce fait, une couche de glycérine est appliquée puis photopolymérisée.

Le problème est que la surface présente encore une très fine couche de résine non polymérisée. Il en résulte une inhibition de prise et des déchirures du matériau d'empreinte.

Pour éliminer cette couche non polymérisée résiduelle, un polissage suite à l'application et photopolymérisation de glycérine est réalisé. (82,83)

Une autre méthode est d'appliquer sur la couche de résine externe un coton imbibé d'alcool en restant vigilant car cette deuxième technique pourrait diminuer l'épaisseur voire la totalité de la couche de résine. (82)

Cependant, certains matériaux d'empreinte polyéthers (Impregum®) restent inutilisables en raison de leur adhérence et déchirure lors de l'empreinte. (83)

Le matériau d'empreinte contamine également la surface du scellement dentinaire, modifiant sa liaison avec l'agent de collage. Il est donc nécessaire de sabler la surface de résine avant le collage. (83)

3.2.2.2 Restaurations provisoires

La surface de résine non polymérisée provoque également une forte adhésion des restaurations provisoires : les surfaces de dentine scellées possèdent la capacité de se lier à des matériaux provisoires à base de résine, mais aussi, aux ciments (résineux également). Leur retrait est difficile et nécessite parfois une re-préparation. Il est ainsi conseillé de les isoler en appliquant une couche de vaseline ou de glycérine lors de leur réalisation et d'éviter les ciments à base de résine. (64)

Les restaurations provisoires ne peuvent rester que maximum deux semaines en bouche sans application préalable de substitut dentinaire, car elles ne peuvent assurer une bonne étanchéité du scellement dentinaire. Ceci induit d'une part, l'exposition de l'adhésif aux liquides intra buccaux, et d'autre part, un mécanisme d'absorption d'eau. En effet, au cours de la première semaine majoritairement, les matériaux adhésifs absorbent l'eau, avec une augmentation de leur poids suivie de changements dimensionnels. (84)

3.2.2.3 Mouvements de fluide

Un mouvement de fluide dentinaire est présent à travers les tubuli sous la pression pulpaire pendant les trois à quatre minutes nécessaires à la prise du matériau d'empreinte.

Par absorption d'eau de l'adhésif, il en résulte des gouttelettes à la surface de la couche de résine de scellement dentinaire. Cela signifie qu'il est préférable d'utiliser une résine fluide hydrophobe qui absorbe peu d'eau comme l'Unifil Bond® par exemple, et Optibond FL® selon Magne, mais également un substitut dentinaire. (67)

3.2.2.4 « Nanoleakage »

Un mordantage excessif, ainsi qu'un séchage à l'air excessif peuvent provoquer un effondrement des fibres de collagène déminéralisées, et un « nanoleakage ». C'est-à-dire que cet affaissement des fibrilles de collagène empêche la diffusion des monomères de résine dans la dentine intertubulaire et donc

à ces fibres. Il en résulte une infiltration incomplète dans la couche hybride, ainsi qu'une adhésion incomplète à la dentine. (85)

3.3 Indications de l'IDS

La dentine fraîchement exposée constitue le substrat idéal pour son collage, elle n'est présente qu'au moment de la préparation. (64,77)

Cependant, l'IDS n'est pas indiqué pour les restaurations peu profondes avec peu de dentine exposée car il faut laisser un rapport d'épaisseur suffisant entre la restauration, l'agent de scellement dentinaire et les matériaux de collage. Ainsi, l'IDS est indiqué en particulier pour les restaurations profondes. Dans le cas contraire, cela induirait une mauvaise répartition des contraintes, donc des fissures et fractures. (64,67)

Par mesure de précaution, le scellement dentinaire immédiat est envisagé chez les patients présentant un risque accru de pulpite en raison d'une immunosuppression, les pulpes âgées, des antécédents de sensibilités dentaires. (67)

3.4 Les substituts dentinaires

3.4.1 Intérêts cliniques des substituts dentinaires

Comme vu précédemment, la qualité des interfaces entre la dentine et les restaurations n'est pas toujours totalement résolue par les adhésifs.

Le substitut dentinaire s'applique sur les parois de dentine exposée. Il permet d'optimiser le biomimétisme, c'est-à-dire imiter l'aspect et le comportement de la dent naturelle selon Magne. (45)

Cette approche biomimétique des restaurations adhésives indirectes consiste à remplacer l'émail par la céramique (ou le composite) et la dentine par un matériau

de substitut dentinaire. Par ailleurs, ceci est combiné à des stratégies de liaison optimisées. (86)

Ainsi, les intérêts cliniques sont multiples : (9,87)

- Réaliser un scellement dentinaire immédiat. En effet les deux techniques sont parallèles et complémentaires.
- Optimiser le design cavitaire : il comble les contre-dépouilles, simplifie la forme des préparations, optimise l'épaisseur de la restauration, protège la dentine exposée et améliore donc l'adaptation de la restauration.
- Remonter la limite cervicale (remontée de marge) en cas de limites intrasulculaires. Cela permet de réduire les indications de chirurgie d'élongation coronaire. (88)
- Compenser la perte de volume de la cavité et assurer la sustentation de la pièce prothétique (qui sera alors le substitut amélaire).
- Améliorer la résistance aux forces de compression en répartissant les contraintes (forces dues à la mastication et aux rapports occlusaux), donc limiter le risque de fissures et fractures.
- Agir comme barrière physique lors de la préparation de surface mécanique (sablage) de la cavité. Ainsi l'intégrité de la dentine scellée est assurée.

De plus, cette optimisation du design cavitaire favorise la transmission de la lumière au niveau des différentes interfaces adhésives. (dentine-émail et adhésif, adhésif et substitut, substitut et composite de collage, composite de collage et restauration). (89)

3.4.2 Cahier des charges des substituts dentinaires

Idéalement, le matériau de substitut dentinaire doit respecter les critères suivants : (9)

- Propriétés mécaniques proches de celles de la dentine. Par ailleurs son module d'élasticité doit être proche de celui de la dentine qui est de 18,5 GPa.
- Protection du complexe dentino-pulpaire.
- Contraction et stress de photo-polymérisation très réduits, ainsi qu'une polymérisation optimale.
- Facilité et rapidité d'utilisation. En effet il doit être injectable ou mis en place en un seul incrément.
- Valeurs d'adhésion aux tissus dentaires et mouillabilité optimales.
- Biocompatibilité.
- Radio-opacité.

3.4.3 Les CVIMAR comme substituts dentinaires

Les CVIMAR (Ciment Verre Ionomère Modifié par Adjonction de Résine) sont composés d'un acide organique : un acide polymère hydrophile, et d'une phase vitreuse fluorée : le fluoroaluminosilicate. A ceux-ci est ajoutée une faible quantité (4,5 à 6%) de monomères de résine et d'initiateurs de polymérisation et possèdent une adhésion à la dentine par échanges ioniques. (9,90)

Leur atout majeur est qu'ils libèrent du fluor (libération initiale et prolongée), ce qui limite le risque carieux et potentialise la reminéralisation. (91)

De plus, ils permettent de réduire considérablement la perméabilité dentinaire (réduction de 87.7% en moyenne avec VitreBond Plus®). En effet l'adjonction de monomères de résine réduit leur sensibilité à l'humidité. (67,90)

Sur le plan mécanique, leur contraction de prise est plus faible que les composites classiques. (9) L'adhésion et la rétention obtenues par la couche

d'échanges ioniques dans la dentine et l'ancrage mécanique du ciment dans les tubuli leurs confèrent une force de liaison efficace à la dentine. (90)

Cependant, ce sont des matériaux peu résistants mécaniquement et le contrôle de leur application est compliqué en raison de leur faible mouillabilité sur la surface dentinaire. De ce fait, les CVIMAR doivent être utilisés lorsque la fragilisation biomécanique est faible, c'est-à-dire face à une cavité possédant 3 ou 4 parois restantes, donc peu volumineuse. (9,92)

3.4.4 Ciments à base de silicate tricalcique comme substituts dentinaires

Les matériaux les plus récents se composent d'une poudre et d'un liquide. La poudre contient principalement du biosilicate acif, le liquide est de l'eau, du chlorure de calcium et un agent réducteur d'eau. (93)

L'avantage de leur prise est qu'elle est chemopolymérisable, et ne subit pas de contraction de polymérisation (94) et l'adhésion à l'émail et à la dentine est spontanée. (9)

Il s'agit d'un matériau de choix lorsque la protection pulpaire est prépondérante (effraction ou proximité pulpaires). En effet, il s'agit d'un matériau capable d'induire la différenciation des odontoblastes de la pulpe ainsi que leur minéralisation et de créer un pont dentinaire d'une intégrité structurale élevée. (93,94)

Cependant, en raison de l'altération des propriétés mécaniques à long terme de la dentine par le matériau, son utilisation doit être limitée. (92)

3.4.5 Les résines composites comme substituts dentinaires

- Le composite Flowable (Flow)

Les composites fluides conventionnels ont un taux faible de charges, leur conférant des propriétés mécaniques amoindries pour les reconstitutions postérieures en profondeur. Ils restaurent donc uniquement de petites cavités. (95)

Des auteurs recommandent l'application de composite flow au dessus de la résine adhésive pour renforcer le scellement dentinaire immédiat. (67)

Le composite flow utilisé doit avoir un module d'élasticité supérieur à 7GPa (celui de la dentine est de 18,5GPa). (9)

Il permet de combler les contre dépouilles et les surfaces profondes de la cavité. (64)

La réalisation de tests micro-TBS a démontré que le fait d'appliquer une couche de composite flow augmente la force de liaison à la dentine.

Cette couche protège la résine adhésive sous-jacente lors de la dépose de la restauration provisoire et améliore son étanchéité.

De plus, une meilleure interface est obtenue avec la restauration sus-jacente. Le module d'élasticité est également amélioré, ce qui est un moyen de réduire le stress de polymérisation. (69)

Enfin, ceux-ci sont faciles d'utilisation et sont indiqués pour la majorité des cas de cavités d'inlay-onlay, à condition qu'ils soient utilisés en couches minces (sur une épaisseur de 1,5mm maximum) en raison de leur résistance mécanique inférieure et de leur retrait de polymérisation supérieur. (87)

En effet, ce retrait de polymérisation favorise les micro-fuites engendrant des caries secondaires, une décoloration marginale, des sensibilités post-opératoires, une irritation pulpaire, mais également des fractures de la dent. (18,56)

En aucun cas le composite flow classique ne peut être utilisé sans adhésif pour sceller la dentine en raison de la pénétration insuffisante de la résine dans la couche hybride et de l'obstruction des tubuli par les charges. (50)

- Les composites chargés

Il est possible d'appliquer des composites hybrides chargés en raison de leurs meilleures propriétés mécaniques. (87)

Les composites agissant comme substituts dentinaires peuvent être micro-hybrides, nano-hybrides. Leur réaction de prise peut être la photopolymérisation, chemopolymérisation ou duale. (94)

L'inconvénient est qu'ils exigent des finitions supplémentaires, ce qui risque d'exposer la dentine sous-jacente. (87)

De plus, malheureusement les résines Bis-GMA présentent une quantité considérable de monomères insaturés dans le produit final de la polymérisation, donc un degré de conversion insuffisant (entre 55 et 60%). Ce degré de conversion faible confère aux composites des propriétés mécaniques inférieures, une décoloration et une dégradation plus importantes dans le temps, et, par conséquent, une résistance à l'usure médiocre et une stabilité de couleur médiocre. (97)

Pour conclure, les matériaux de substituts dentinaires présents sur le marché présentent des avantages mais également de nombreux inconvénients. Les fabricants ont donc développé de nouvelles résines composites afin de contrer ces inconvénients, tels que les composites Bulk Fill.

4 Les composites Bulk Fill

4.1 Généralités

Les restaurations en composite font partie intégrante des traitements standards en odontologie, notamment dans les régions latérales et postérieures soumises aux contraintes masticatoires.

Cependant, leur application par incréments successifs de 2mm, photopolymérisés séparément, est contraignante pour le praticien, inconfortable pour le patient. (98)

Face à la demande croissante de simplification des protocoles et de gain de temps, les composites Bulk Fill, ou composites de placement en masse sont apparus.

En effet ceux-ci sont placés par incréments de 4 à 5 mm et le temps de photopolymérisation est réduit. (99)

Ils sont divisés en deux catégories : (100)

- les Bulk Fill de basse viscosité (fluides), qui nécessitent un recouvrement par un composite ou une restauration conventionnels.
- Les Bulk Fill de haute viscosité, qui ne nécessitent pas de recouvrement. Ils sont dits modelables, il est possible de les sculpter après leur application.

En effet, les composites Bulk Fill fluides ont généralement une phase chargée inférieure à celle des non fluides. Ils exigent donc que la partie occlusale soit recouverte d'un composite plus fortement chargé afin que la restauration soit plus résistante à l'usure sous charge occlusale. (101)

Il est donc important d'étudier les modifications apportées à ces composites de placement en masse. Celles-ci résident dans l'augmentation de leur fluidité mais également l'augmentation de leur profondeur de polymérisation, résultant de l'augmentation de translucidité et leur faible retrait de polymérisation.

Idéalement, ces modifications ne doivent pas nuire aux propriétés mécaniques du matériau. (99)

4.2 Modifications apportées aux Bulk Fill

4.2.1 Modifications des charges

Les composites fluides conventionnels ont un taux faible de charges, les composites Bulk Fill ont une quantité de charges augmentée. Ainsi, les propriétés mécaniques sont améliorées et la rétraction de prise est diminuée. Les différents composites sur le marché ont un pourcentage de charges différent donc des propriétés différentes. (102)

De plus, la taille des charges est augmentée pour certains composites Bulk Fill. Les composites (nanochargés) dont les particules de charge ont une taille proche de la longueur d'onde émise par la lampe à photopolymériser subissent un effet de dispersion ou d'absorption de la lumière. Ce phénomène réduit la quantité de lumière transmise à travers le composite et moins de radicaux libres se forment pour initier la polymérisation. Ceci interfère négativement sur les propriétés physiques de ces composites. Par ailleurs les particules plus grosses des composites sont moins affectées par ces absorptions et dispersions. En effet, la correspondance des indices de réfraction charge / matrice permet à davantage de lumière de pénétrer dans la résine composite. (17,97)

Cependant les charges sont responsables des propriétés mécaniques des matériaux et de leur état de surface. De grosses charges sont difficiles à polir et augmentent la viscosité. Ainsi, une variété de différentes charges est utilisée pour combiner de manière optimale les propriétés de tous les types de charges. Cette technologie a été employée dans la création des matériaux nano-hybrides Tetric EvoCeram Bulk Fill. Il contient des particules de verre, des charges d'oxyde mixte sphériques, et un « Isofiller » qui est le fluorure d'ytterbium (figure 13). (103)

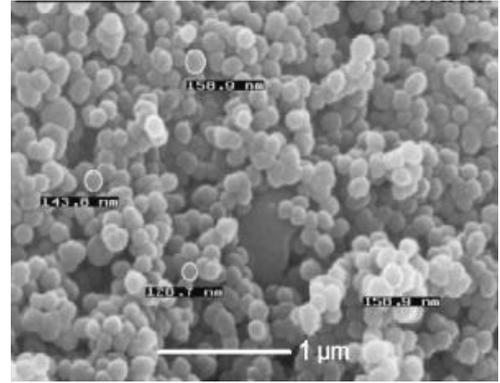
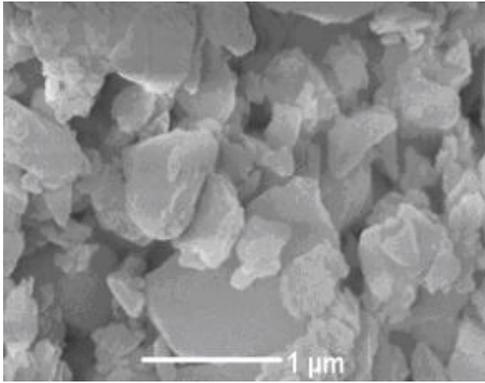


Figure 13 : Illustration des charges de verre à gauche, et d'oxyde mixte à droite

(103)

Sur la figure 13, les charges les plus grosses sont des charges de verre possédant des tailles moyennes de 0,4μm et de 0,7 μm. L'oxyde mixte a quant à lui une taille moyenne de particules de 160 nm.

Les charges de verre conduisent à une faible usure, une facilité de polissage et une haute brillance.

«L'Isofiller» joue un rôle décisif dans la réduction du retrait de polymérisation.

L'oxyde mixte sphérique fournit la base d'une usure réduite. (103)

4.2.2 Modifications de la matrice organique

Les monomères de résine Bis-GMA sont modifiés afin de créer des monomères de viscosité inférieure. Les fabricants ont incorporé des monomères Bis-GMA sans hydroxyle, des diméthacrylates d'uréthane aliphatiques, de l'uréthane diméthacrylate partiellement aromatique, ou des méthacrylates hautement ramifiés (18).

De même, le poids moléculaire par groupe réactif a été augmenté en remplaçant le TEGMA par un mélange d'UDMA et de Bisphénol A, et par du polyéthylène glycol diéther diméthacrylate (Bis-EMA). (17)

Le Bis-GMA est considéré comme le monomère le plus visqueux et le moins souple en raison de fortes liaisons hydrogènes (groupes hydroxyles) et d'interactions de noyaux aromatiques rigides dans sa structure. Les faibles liaisons hydrogènes (groupes amines) des autres monomères (UDMA, TEGMA, Bis-EMA) et leurs

groupes amines facilitent la réaction en chaîne de polymérisation et la mobilité des sites radicalaires. (97)

4.2.3 Modifications du système de polymérisation

4.2.3.1 Ajout de relaxateurs de tensions

Premièrement, pour réduire la contraction de polymérisation, les composites à base de siloranes ont été développés. Ils se composent d'un mélange de monomères oxylanes et siloxanes. (17)

La polymérisation s'effectue par ouverture de cycle, basée sur une initiation cationique insensible à l'oxygène. Selon Weinmann et coll., leur retrait de polymérisation avait atteint pour la première fois des valeurs inférieures à 1% en volume et des propriétés mécaniques telles que le module d'élasticité et la résistance à la flexion comparables aux composites conventionnels, avec une stabilité à la lumière ambiante supérieure à 10 minutes. (104)

El Damanhoury et coll. avaient également mené des études sur ces composites à base de siloranes et avaient conclu qu'ils avaient une force de liaison à la dentine satisfaisante. Cependant, cette adhésion n'était possible qu'en couplant leur utilisation avec un adhésif spécial automordant Silorane-Bond. (105)

A cet inconvénient s'ajoutait son incompatibilité avec les résines méthacrylates, l'absence de forme fluide et ses indications limitées. (106)

Les fabricants ont introduit des modulateurs de polymérisation, incorporés chimiquement dans le squelette de la résine photopolymérisable. Celui-ci interagit de manière synergique avec le photo-initiateur camphoroquinone. (107)

Ces relaxateurs de tensions de polymérisation ou modulateurs de polymérisation sont des charges minérales ou des monomères modifiés. L'intérêt est de retarder le point de gel avec une augmentation plus lente du module d'élasticité au cours de la polymérisation. En effet, avant celui-ci lorsque le matériau possède une faible viscosité, son étalement dans la cavité ou son flux permet de compenser la contrainte de contraction de polymérisation. A partir du point de gel, la restauration possède son retrait de polymérisation définitif. (108)

Plusieurs composites Bulk Fill comme le SDR (Smart Dentin Replacement, Dentsply) et le Tetric Evoceram Bulk Fill, Ivoclar, Vivadent) fonctionnent de la sorte, en modifiant la cinétique de polymérisation (figure 14). Un groupe photo-actif est incorporé dans une résine méthacrylate à base d'uréthane (haut poids moléculaire) afin de réduire les tensions de polymérisation, en réduisant la contrainte de contraction du matériau. Il en résulte une résine activée avec un taux de polymérisation radicalaire relativement lent, une augmentation plus lente de la viscosité (diminution du module d'élasticité), réduisant la contrainte de retrait de polymérisation. (109)

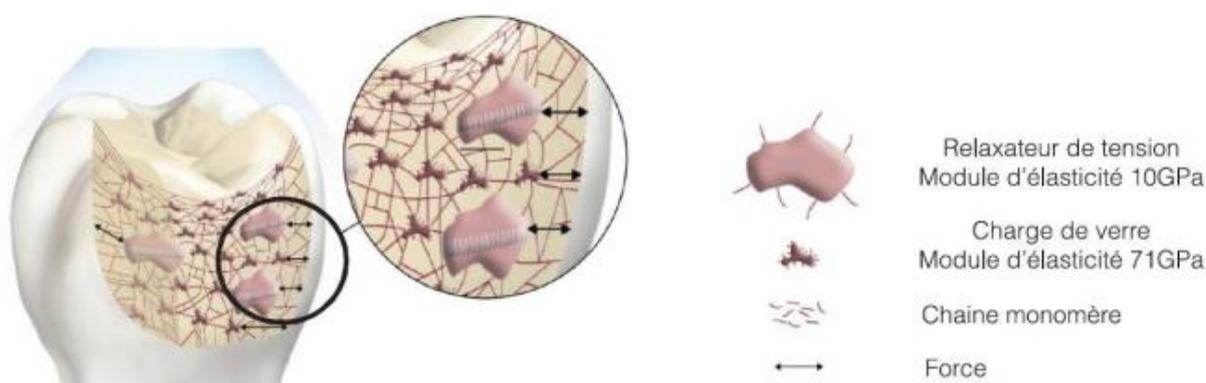


Figure 14 : Illustration des relaxateurs de tensions

(103)

4.2.3.2 Modulation de la puissance d'irradiation

La polymérisation dépend du type, de la taille, du pourcentage de charges, de la teinte et épaisseur du composite, mais également de l'intensité lumineuse de la lampe. Le nombre de photo-initiateurs activés dépend du nombre de photons émis et de leur énergie (spectre de longueur d'onde émise). (110)

Ainsi, les composites Bulk Fill nécessitent l'utilisation de lampes à très haute intensité, notamment d'une puissance d'au moins 1100 mW/cm². (111)

Les fabricants ont donc amélioré les systèmes activateurs, avec des lampes Halogène (à base de quartz et tungstène), des systèmes LED (diode électroluminescente), et des lampes à arc plasma, qui possèdent un large spectre d'émission et une intensité plus élevée que les systèmes activateurs conventionnels, allant jusqu'à 2000mW/cm². (110,112)

4.2.3.3 Introduction de nouveaux photo-initiateurs

Egalement, en parallèle, de nouveaux photo-initiateurs tels qu'Ivocérin, le Phényl-Propanedione (PPD) et le Diphényl Phosphine Oxyde (Lucirin TPO) ont été introduits.

La Camphoroquinone est conventionnellement utilisée comme photo-initiateur par les fabricants, avec un pourcentage allant de 0,3 à 0,6%. (110)

Pour pouvoir photo-polymériser des couches de 4 à 5 mm, le système d'amorçage est donc optimisé, notamment avec ces nouveaux initiateurs ou une plus grande concentration de photo-initiateurs conventionnels.

L'introduction de ceux-ci permet d'obtenir un maximum d'absorption dans la plage d'émission des lampes activatrices (figures 15 et 16). En effet, chaque photo-initiateur a un pic d'absorption différent et spécifique, qui réagit lorsque celui ci correspond au spectre d'émission de la lampe. En d'autres termes, le rendement optimum est obtenu lorsque la capacité d'absorption maximale du photo-initiateur correspond à l'émission spectrale de la lampe. (110,111)

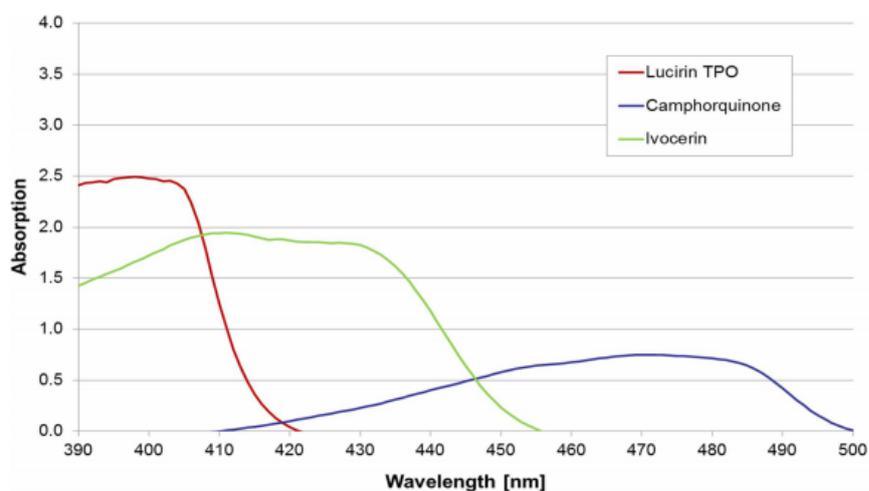


Figure 15 : Illustration de différents spectres d'absorption

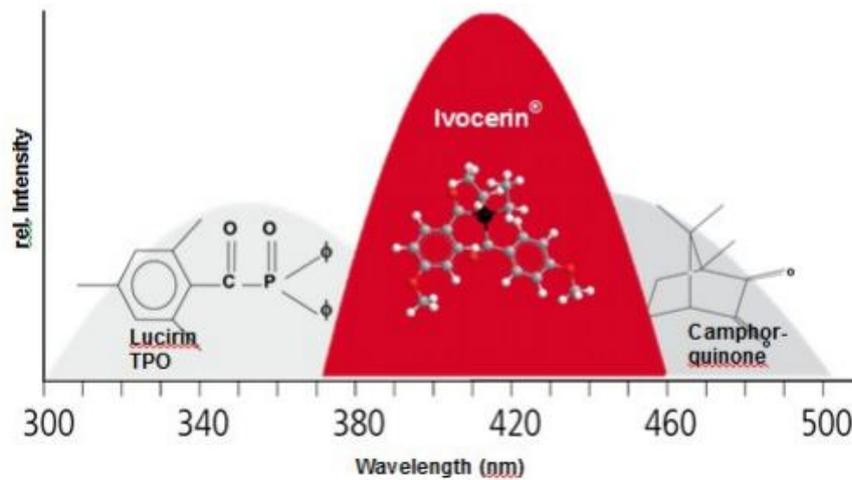


Figure 16 : Illustration de l'optimisation d'absorption obtenue

(103)

Ainsi, ces nouveaux initiateurs amplificateurs d'initiation sont capables de polymériser le matériau en profondeur, ils sont introduits en plus du système initiateur camphoroquinone / amine classique. (107)

4.3 Propriétés des composites Bulk Fill

4.3.1 Biocompatibilité

Selon la Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, la biocompatibilité est « la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte ». L'effet recherché n'est en aucun cas l'absence de réponse de l'hôte. (113)

Toh et coll. ont étudié la biocompatibilité de différents composites Bulk Fill en évaluant leur cytotoxicité. Les résultats variaient en fonction de l'épaisseur de l'incrément, et donc du degré de conversion des monomères. Globalement, les composites Bulk Fill ont une viabilité cellulaire comparable ou supérieure à celle des composites traditionnels, bien qu'elle soit amoindrie pour les composites contenant des charges à libération de fluorure et d'autres ions sur un incrément de 4mm. (114)

4.3.2 Radio-opacité

La radio-opacité est la capacité d'un matériau à absorber les rayons X. Elle dépend uniquement des charges. (14,102)

Les radio-opacités de la dentine et de l'émail sont respectivement de 1,07 et 2,09 mmAl (millimètres d'Aluminium). Celles des composites Bulk Fill varient de 2,34 à 3,67 mmAl et les composites Bulk Fill fluides ont une radio-opacité supérieure à celle des fluides conventionnels. (95,102)

4.3.3 Translucidité et teinte

Un matériau translucide est un matériau qui laisse passer les rayons lumineux et diffuse une partie de ceux-ci. (115)

La translucidité des composites Bulk Fill est linéairement corrélée à l'épaisseur de résine, elle diminue lorsque l'épaisseur augmente. (107)

De même, elle est corrélée au nombre et à la taille des charges. En effet, Lee a montré que les valeurs de translucidité diminuaient lorsque la quantité de charge augmentait. (116) Campbell et coll. ont montré que ces valeurs augmentaient lorsque la taille des charges augmentait. (117)

Ainsi, les différences de pénétration de la lumière à travers la résine peuvent être attribuées à la diffusion de la lumière aux interfaces charge-résine, c'est-à-dire à la composition des charges qui détermine l'atténuation de la lumière, mais également à l'absorbance des photo-initiateurs. (118)

Concernant les Bulk Fill contenant des charges d'oxyde mixte, ceux-ci présentent des avantages esthétiques tels que leur indice de réfraction adapté à celui de la matrice (polymère). Cela signifie que la lumière peut passer à travers la restauration sans entrave. (103)

Les composites Bulk Fill, notamment fluides, présentent une translucidité plus élevée en comparaison aux composites conventionnels. Les composites Bulk Fill sont translucides jusqu'à une épaisseur de 5 à 6 mm. (119)

Cependant, la plupart des composites Bulk Fill ont en plus de leur translucidité un nombre de teintes limité, avec peu d'opacité, ce qui limite leur utilisation en secteur esthétique. Cet aléa sera corrigé s'ils sont recouverts d'un composite traditionnel. Ces teintes sont mesurées à l'aide de spectrophotomètres. (102,107)

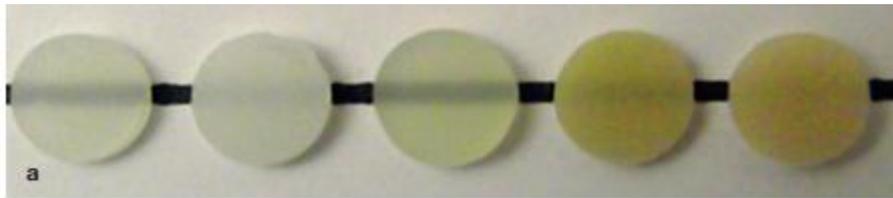


Figure 17 : Illustration de la translucidité de résines composites

(119)

Sur la figure 17, de gauche à droite sont disposés : Venus Bulk Fill fluide, Surefil SDR Bulk Fill fluide, un composite renforcé en fibres de verre, un composite conventionnel fluide puis un composite conventionnel de haute viscosité, sur une épaisseur de 2mm.

Enfin, cette translucidité va influencer la polymérisation à des profondeurs croissantes et donc le degré de conversion et la dureté en profondeur. (118)

4.3.4 Degré de conversion

Comme vu précédemment, il s'agit du taux de doubles liaisons se transformant en liaisons covalentes lors de la polymérisation.

Il dépend du pourcentage de charges, de leur indice de réfraction, de la translucidité de la résine, du photo-initiateur, de la puissance de la lampe à photopolymériser et de la flexibilité de la structure chimique du monomère. (12,102)

Le degré de conversion de différents systèmes de monomères augmente dans l'ordre suivant : Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA. Le bis-GMA est remplacé ou

présent en moins grande quantité dans les Bulk Fill. Par conséquent, la conversion de monomères est améliorée. (97)

Les composites Bulk Fill fluides ont des degrés de conversion similaires aux Bulk Fill visqueux. (102) Leur degré de conversion atteint jusqu'à 79%, le degré clinique acceptable étant de 55%.

Abed et coll. ont étudié le degré de conversion de deux composites Bulk Fill visqueux, en comparaison à un composite conventionnel. Le premier Bulk Fill exprimait le plus grand degré de conversion par rapport aux deux autres matériaux (67,74%). Les résultats pour le deuxième Bulk Fill ne différaient pas significativement de ceux du composite conventionnel (56,76%). (97)

Par et coll. ont comparé les degrés de conversion de différents Bulk Fill fluides et visqueux à deux composites conventionnels fluide et visqueux sur différentes profondeurs. Les résultats sont résumés dans le diagramme suivant :

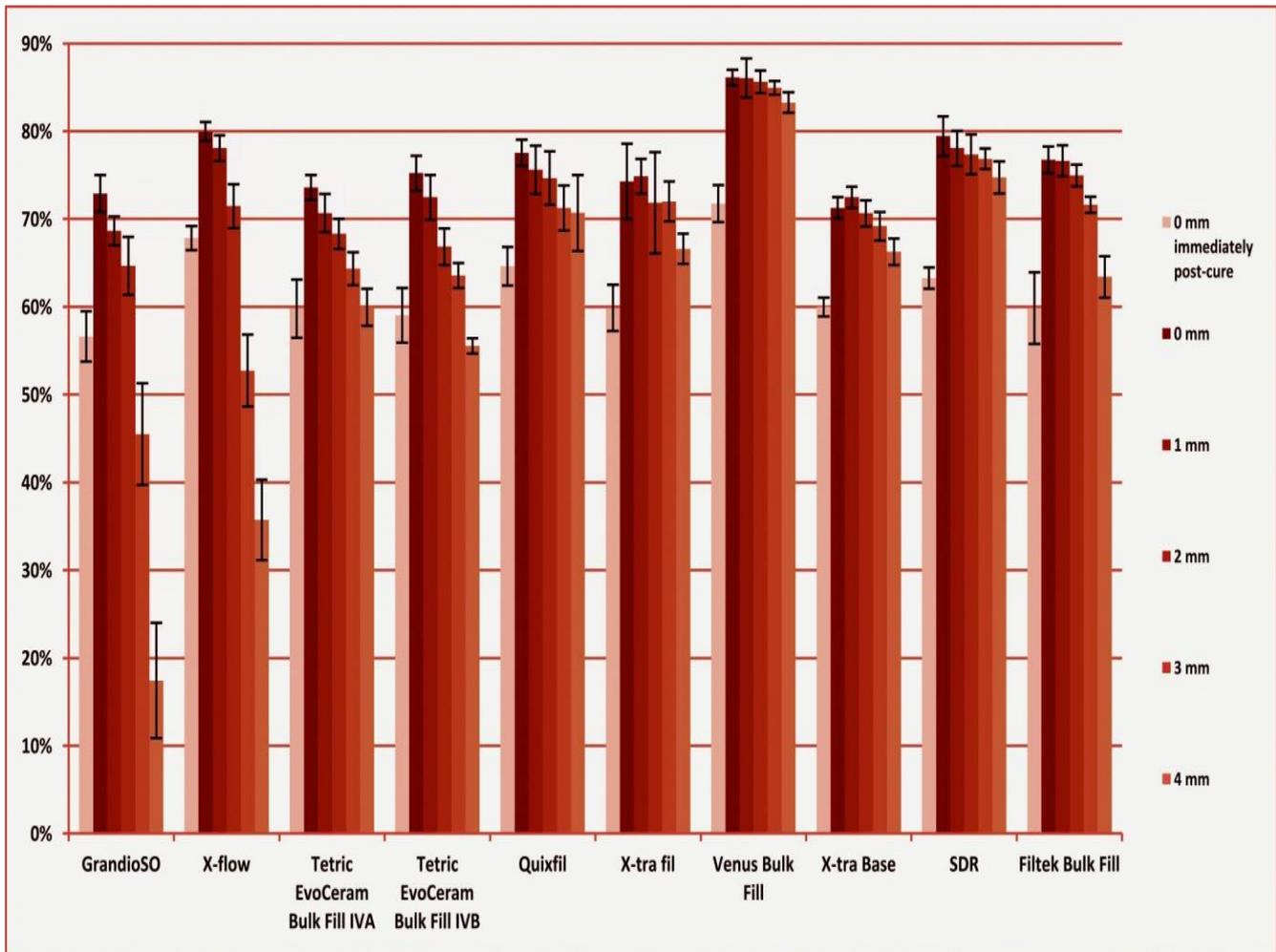


Figure 18 : Comparaison du degré de conversion de différents composites

(118)

- GrandioSO (VOCO) est le composite visqueux conventionnel
- X-Flow (DENSTPLY) est le composite fluide conventionnel
- Tetric EvoCeram Bulk Fill IVA et IVB (IVOCLAR VIVADENT), Quixfil (DENTSPLY), X-tra-fil (VOCO) sont les composites Bulk Fill visqueux
- Venus Bulk Fill (HERAEUS KULZER), X-tra Base (VOCO), SDR (DENTSPLY), Filtek Bulk Fill (3M ESPE) sont les composites Bulk Fill fluides

Les composites conventionnels ont montré une diminution considérable de leur degré de conversion à des épaisseurs de 3 et 4 millimètres, tandis que cette diminution était nettement plus faible pour les composites Bulk Fill, en particulier Venus Bulk Fill et SDR.

Les degrés de conversion ont également été enregistrés 24 heures après polymérisation. L'analyse a révélé une augmentation significative de ces valeurs pour

tous les matériaux, à noter que la postpolymérisation la plus élevée a été observée pour les Bulk Fill fluides. Ces valeurs vont de 71,3% à 86,1%, ce qui dépasse légèrement la gamme de degrés de conversions des composites conventionnels et autres Bulk Fill.

En résumé, les composites Bulk Fill ont présenté des valeurs de degrés de conversion en profondeur améliorées, les propriétés mécaniques des fluides sont supérieures 24 heures après polymérisation. (118)

4.3.5 Rétraction de polymérisation

La rétraction de polymérisation dépend du pourcentage de charges, du type de résine et de la forme de cavité. (17,102)

Les modifications de la matrice organique permettent de réduire cette contrainte de polymérisation de 70%.

El Damanhoury et Patt ont enregistré les valeurs de retrait de polymérisation à l'aide d'un tensiomètre de cinq composites Bulk Fill, avec pour matériau contrôle un composite universel microhybride. Ce dernier présentait la valeur moyenne de contrainte de retrait la plus élevée, 2.364 MPa. Les cinq Bulk Fill ont présenté des valeurs allant de 2.135 à 1.607 MPa (Figures 19 et 20) :

- FZ représente le composite à base de méthacrylate témoin (Filtek Z250, 3M ESPE)
- XF représente le Bulk Fill X-tra fil (VOCO)
- TE représente le Bulk Fill Tetric EvoCeram (IVOCLAR VIVADENT)
- SF représente le Bulk Fill fluide Surefil SDR (DENTSPLY)
- FB représente un Bulk Fill expérimental (Filtek Bulk Fill flow, 3M ESPE)
- VB représente le Bulk Fill Venus (HERAEUS KULZER).

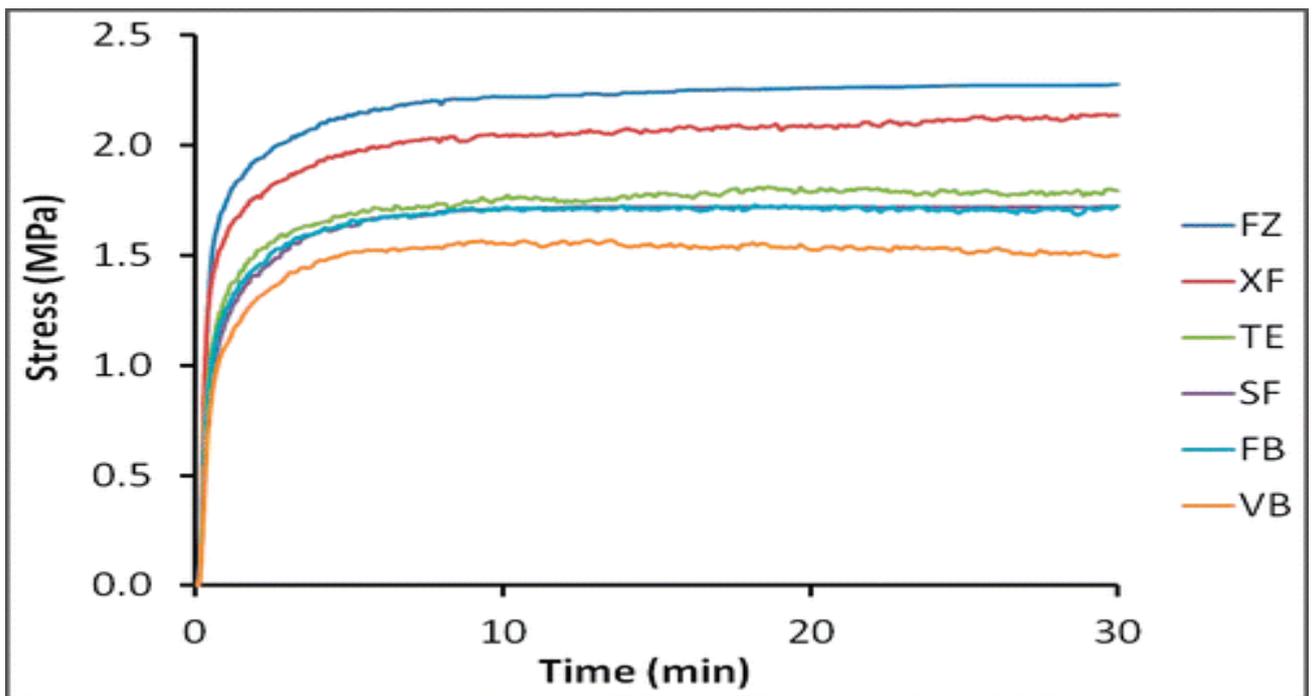


Figure 19 : Comparaison de l'évolution de la contrainte de retrait en fonction du temps

(17)

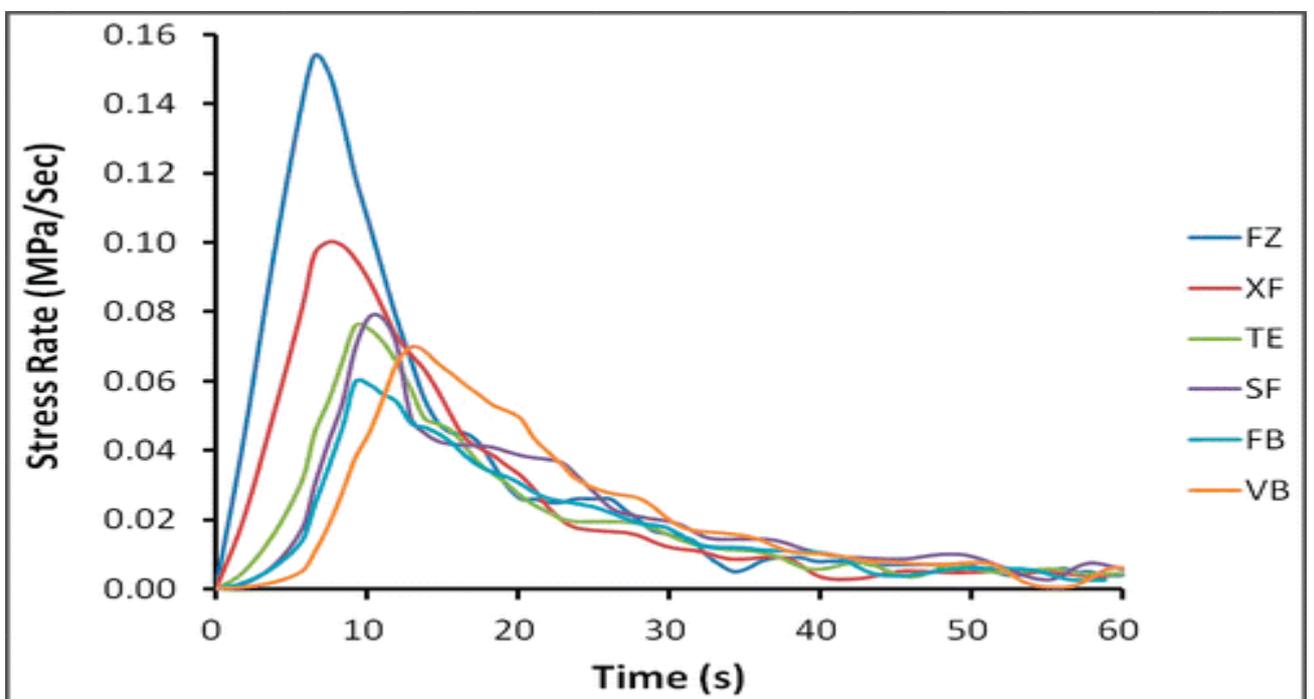


Figure 20 : Evolution du taux de contrainte de retrait en fonction du temps

(17)

La contraction de polymérisation est corrélée à la dureté du matériau. En effet, il existe une corrélation linéaire positive entre la dureté de la couche supérieure et la contraction de polymérisation. (17)

4.3.6 Dureté

La dureté définit la résistance à la pénétration permanente ou à la déformation d'un matériau. Elle est corrélée à la facilité de polissage de surface et sa résistance aux rayures. Les facteurs l'influençant sont le degré de conversion, les charges (nature, taille, pourcentage), et l'épaisseur de l'incrément. (102)

Les tests couramment utilisés pour mesurer la dureté sont réalisés à l'aide de testeurs de dureté Vickers, utilisant des micro-indentations réalisées avec des charges, elle est donc aussi définie par la résistance à l'indentation. Différentes épaisseurs sont testées. (107)

La dureté de surface est l'une des propriétés les plus importantes utilisées pour comparer les matériaux de restauration, en particulier dans les zones postérieures soumises à des contraintes (forces masticatoires). Cette propriété mécanique est utilisée pour caractériser la résistance à l'usure du matériau. Ainsi, un matériau possédant une dureté de surface supérieure est considéré comme plus résistant à l'usure.(97)

En général les Bulk Fill fluides ont une dureté supérieure aux composites fluides conventionnels, mais inférieure aux Bulk Fill visqueux plus chargés. Ces Bulk Fill visqueux ont une dureté proche ou supérieure à celle des composites visqueux conventionnels. (102)

Eun-Ha et coll. ont réalisé des tests de dureté sur différentes épaisseurs pour plusieurs composites Bulk Fill : Venus Bulk Fill (VB), SDR (SR), Tetric N-Ceram Bulk Fill (TB) et Sonic Fill (SO). Charisma Flow (CF) et Tetric N-Ceram (TN) sont des composites conventionnels. Les résultats sont présentés dans le diagramme suivant :

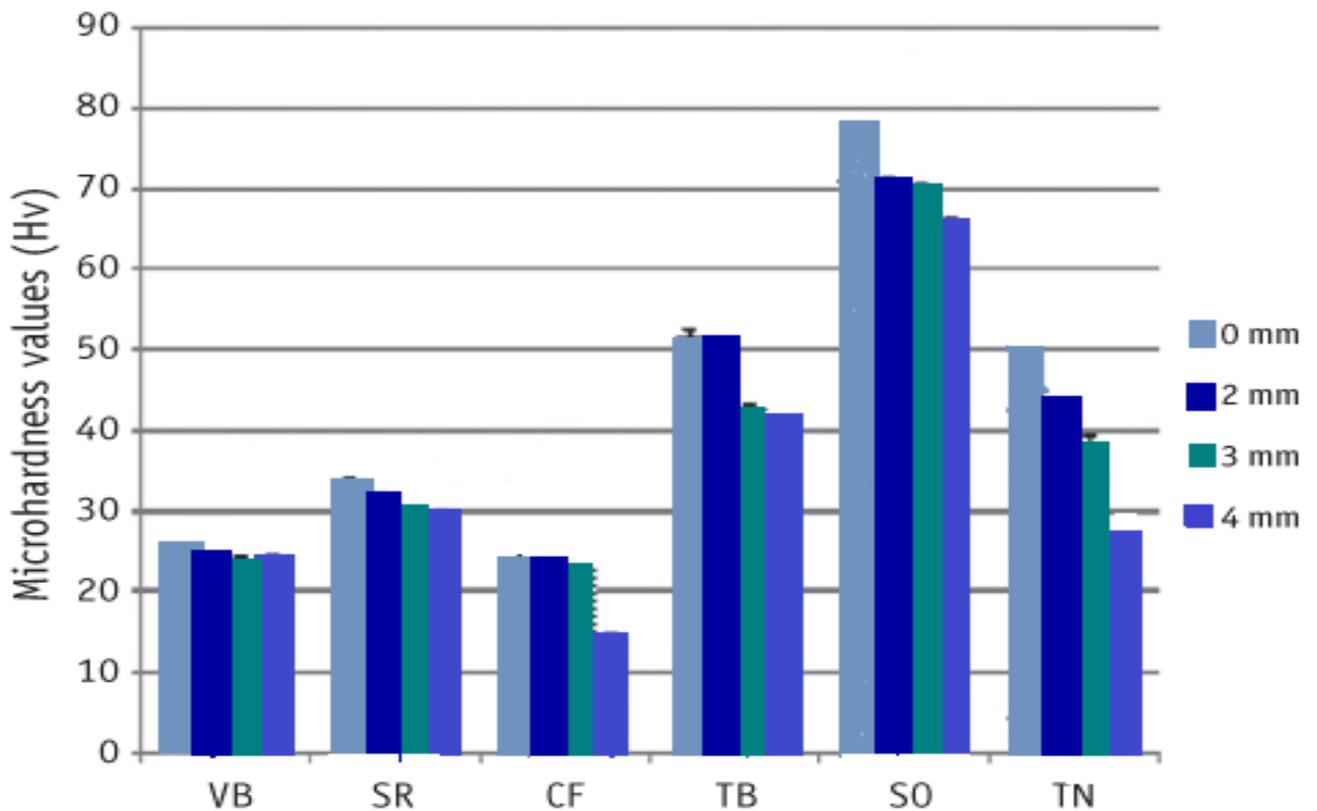


Figure 21 : Diagramme de comparaison de la micro dureté en fonction de l'épaisseur

(107)

Les résultats de cette étude sont en accord avec les propriétés de dureté des Bulk Fill mentionnées ci-dessus. De plus, ils confirment le fait avancé que la dureté diminue lorsque l'épaisseur augmente, mais également que les composites Bulk Fill présentent une dureté de surface équivalente ou supérieure aux composites conventionnels.

Cette étude confirme également que les Bulk Fill possèdent une dureté bien supérieure aux composites conventionnels à une épaisseur de 4mm. Cela peut s'expliquer par la différence de translucidité des Bulk Fill en comparaison aux composites conventionnels. En effet, une translucidité élevée permet aux rayons lumineux de pénétrer plus profondément, et donc de polymériser davantage de monomères, tout ceci corrélé aux modifications des systèmes de polymérisation décrites ci-dessus. (107)

4.3.7 Profondeur de polymérisation

La profondeur de polymérisation dépend de la lampe à photopolymériser utilisée, des charges et du type de monomères. Les meilleures performances sont obtenues avec des intensités supérieures ou égales à 1000mW/cm². Elle est corrélée au degré de conversion en profondeur. (118)

Selon les fabricants, la plus grande profondeur de polymérisation des résines est due au système initiateur de polymérisation plus puissant et/ou à leur translucidité élevée. (107)

Pour évaluer la profondeur de polymérisation, Garcia et coll. ont réalisé des tests de dureté (Knoop, test norme ISO4049). Les composites Bulk Fill fluides ont une profondeur de polymérisation plus grande que les fluides conventionnels. Les valeurs de dureté ont diminué à une profondeur de 4 à 5 mm (Pour le SDRflow par exemple), alors qu'elles diminuaient à une profondeur de 2 à 3 mm pour le composite fluide conventionnel. (18)

El Damanhoury et Platt ont également réalisé des tests de dureté (Knoop) et effectué le ratio de la dureté en profondeur par rapport à la dureté de surface (Un ratio de 0,80 est considéré comme cliniquement acceptable (18)). Les composites Bulk Fill testés ont été en mesure d'atteindre une polymérisation acceptable à une profondeur de 4mm, c'est-à-dire un pourcentage égal ou supérieur à 80% entre les couches profondes et la surface. (17)

4.3.1 Module d'élasticité (module de Young)

Ce module détermine à partir de quelles contraintes le matériau se déforme (réversiblement ou non) lorsqu'il est soumis à ces contraintes. Plus il augmente, plus le matériau est rigide et moins il se déforme, ce qui augmente le risque de fracture dentaire. Il sera fonction de la viscosité de la résine et du pourcentage de charges. (102)

Les Bulk Fill fluides ont un module d'élasticité inférieur à celui des composites fluides conventionnels mais également à celui des composites conventionnels et Bulk Fill visqueux.

Les Bulk Fill visqueux ont un module d'élasticité proche de celui des composites visqueux conventionnels. (102)

El Safty et coll. ont étudié le module d'élasticité de plusieurs composites : des composites Bulk Fill, des composites fluides conventionnels et des visqueux conventionnels. Les résultats sont présentés dans le diagramme suivant :

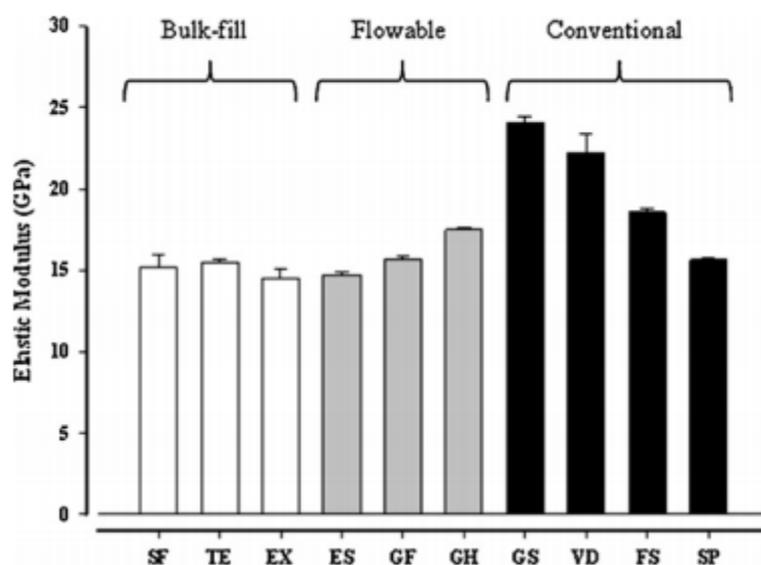


Figure 22 : Comparaison des modules d'élasticité des différents composites

(120)

Ils ont conclu que les composites Bulk Fill ont un module d'élasticité plus proche de celui des composites fluides conventionnels que de celui des visqueux conventionnels. Egalement, une corrélation positive entre le pourcentage de charges et le module d'élasticité a été relevée. (120)

4.3.1 Résistance à la flexion

La résistance à la flexion est la résistance du matériau sous contrainte de force occlusale. Plus le matériau est rigide, plus elle est grande et plus la résistance à la fracture est grande. Il s'agit donc d'un critère de longévité des matériaux. Elle est conditionnée par la teneur en charges, et la viscosité du matériau. (102)

Le Prince et coll. ont comparé plusieurs Bulk Fill fluides et visqueux au composite Grandio (VOCO) conventionnel. Deux composites Bulk Fill visqueux présentaient des valeurs de résistance à la flexion supérieures à ce dernier. (99)

Tiba et coll. ont montré que certains composites Bulk Fill fluides présentaient des valeurs de résistance à la flexion similaires au fluide conventionnel testé. Egalement, ces Bulk Fill fluides montraient des valeurs inférieures aux Bulk Fill conventionnels. (121)

4.3.2 Déflexion cuspidienne

Il s'agit du stress exercé sur les cuspides dentaires après polymérisation. Elle dépend de la nature du monomère de résine, de l'application d'un adhésif, de la technique de pose du composite (remplissage). (102)

Pour certains composites Bulk Fill comme le SDR (Dentsply), la déflexion cuspidienne est plus faible que les composites fluides traditionnels. (102)

Cependant, selon plusieurs auteurs (Campodonico et coll., Do et coll.), il n'existe pas de différence significative entre les valeurs de déflexion cuspidienne des composites Bulk Fill et conventionnels. (122,123)

4.3.3 Absorption d'eau et solubilité

Il s'agit de la capacité d'un matériau à retenir les fluides. Elle dépend de la teneur en charges, du taux de conversion, de la matrice (hydrophile ou non). (102)
La norme ISO (International Organisation for Standardisation) est fixée à 50mg/mm³. (102)

La solubilité influe la vitesse de dégradation et la biocompatibilité du matériau. L'absorption d'eau entraîne des variations dimensionnelles et la perte de rétention.(121)

Le Bis-GMA, présent en plus petite quantité dans les Bulk Fill possède, du fait de ses groupements hydroxyles (groupes OH) dans sa composition chimique, une forte absorption d'eau. Ce phénomène induit un gonflement du produit final, ainsi que sa décoloration. L'UDMA ne possède pas ces groupements latéraux dans sa composition chimique, il présente donc une faible absorption d'eau. (103)

Alshali et coll. ont comparé la solubilité sur une période d'un an de différents composites Bulk Fill et de composites conventionnels, dans l'eau et la salive artificielle. Ils ont conclu que les deux types de matériaux étaient stables dans l'eau et la salive, bien que les chiffres varient fortement en fonction de la composition des matériaux. (124)

Tiba et coll. ont comparé l'absorption d'eau de plusieurs matériaux. Les valeurs obtenues sont en faveur des composites Bulk Fill, fluides ou visqueux. (121)

Les résultats sont indiqués dans le diagramme suivant, où les barres horizontales rayées concernent les composites conventionnels et les barres horizontales pleines les Bulk Fill :

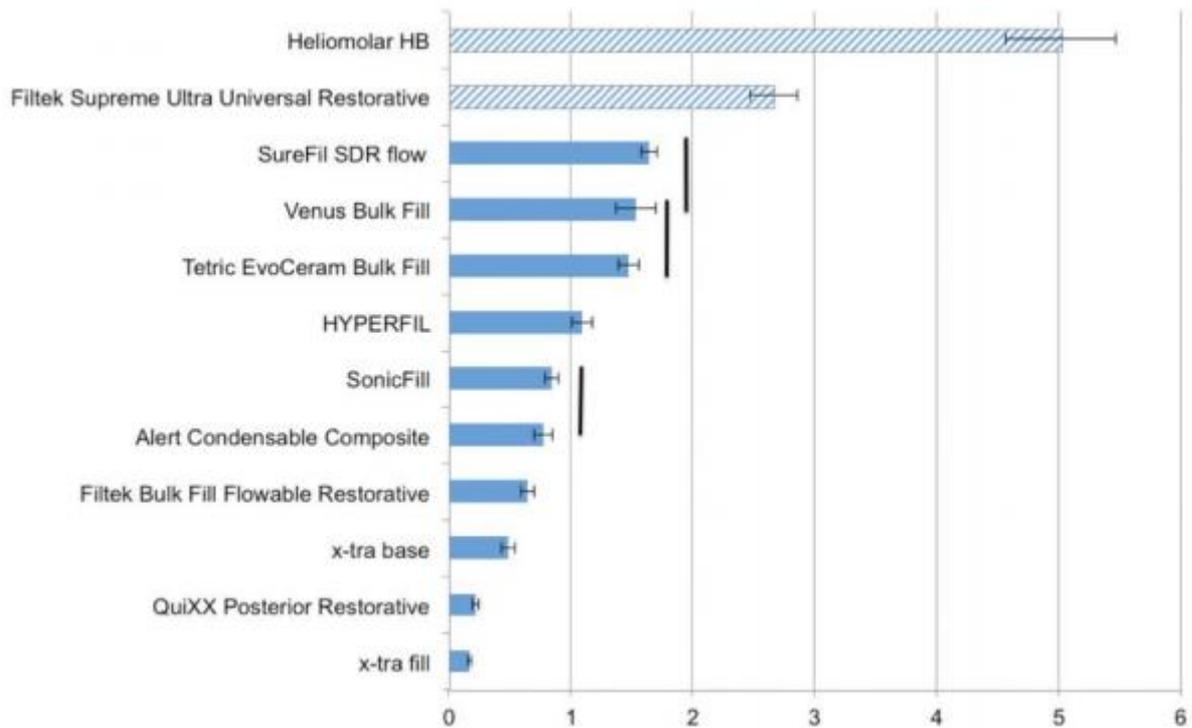


Figure 23 : Comparaison de l'absorption d'eau de différents composites

(121)

4.3.4 Coefficient de dilatation et conductivité thermiques

La conductivité thermique est l'aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie.

La différence de coefficient de dilatation thermique entre la résine composite et les tissus dentaires peut entraîner des contraintes à l'interface matériau/dent lors de changements de température.

La conductivité thermique des résines composites étant faible et semblable aux tissus dentaires, il faut des changements de température prolongés pour que ces contraintes puissent être transmises. (14)

La photopolymérisation induit une réaction exothermique et l'introduction de chaleur par le rayonnement de la lampe à photopolymériser. Une élévation excessive de chaleur peut induire des dommages pulpaire.

Les lampes LED provoquent moins de changements de température dans la chambre pulpaire que les lampes classiques. Les monomères de haut poids moléculaire des composites Bulk Fill nécessitent moins de réactions des doubles liaisons carbone-carbone lors de la polymérisation et peuvent produire moins de chaleur.

Cependant, la réaction exothermique est aussi proportionnelle à la quantité de matrice (donc en plus grosse épaisseur pour les Bulk Fill) et au degré de conversion. (125)

Kim et coll. n'ont pas montré de différence significative concernant les propriétés thermiques entre les composites conventionnels et les Bulk Fill. (125)

4.4 Les différents composites Bulk Fill

Il est important de noter que les matériaux Bulk Fill ne constituent pas une classe uniforme de matériaux. Alors que la possibilité d'appliquer le matériau par incréments épais sans contraintes de polymérisation est une caractéristique commune, il existe des différences dans l'application clinique et leur composition, donc leurs propriétés. (103)

Les différents composites Bulk Fill sont présentés dans le tableau suivant :

Tableau 1 : SYNTHÈSE DES DIFFÉRENTS COMPOSITES BULK-FILL ACTUELLEMENT DISPONIBLES. (100)

Nom commercial et viscosité	Épaisseur de couche maximale	composite protecteur	Teintes disponibles	Composition	% des charges en poids/volume
FiltekBulkFill Flowable 3MESPE Fluide	4mm	2mm nécessaire	Universel A1 A2 A3	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA et résine procyate. Charges : combinaison de zircone/silice de taille 0,0 1µm à 3,5µm et d'ytterbium trifluoride de taille 0,1 µm à 5µm	65/43
Surefil SDR Flow Dentsply Fluide	4mm	nécessaire	Universel A1 A2 A3	TEGDMA, EBPDMA et UDMA modifié. Charges de verre d'alumino-fluoroborosilicate de baryum et de verre d'alumino-fluorosilicate de strontium. Elles ont une taille de 4.2µm	68/45
Venus BulkFill HeraeusKutzer ; Fluide	4mm	nécessaire	Universel	UDMA, TEGDMA et EBPDMA. charges : combinaison de verre de silicate de tri-fluorure, dioxyde de silicium et baryum/aluminium/fluor. Elles ont une taille de 0,02µm à 5µm	65/38
X-tra base Voco Fluide	4mm	Non	Universel A2	Bis-EMA, MMA, UDMA. Charges : céramique de verre de baryum et de la silice de taille 3,5µm.	75/61
FiltekBulkFill Postérieur² Dentsply Haute viscosité - modelable	5mm	Non	A1 A2 A3 B1 C2	méthacrylate à haut poids moléculaire : AUDMA et un autre appelé AFM, DDDMA (1, 12 dodecanediol diméthacrylate) et 'UDMA. Charges : combinaison d'ytterbium trifluoride 100nm, silice (20nm) et zircone (4-11nm)	77/59
QuiXfil, Quixx Postérieur Dentsply Haute viscosité	4mm	Non	Universel	UDMA, TEGMA, résines Di- et Tri méthacrylate, BHT, résine diméthacrylate modifiée par acide carboxylique. UV stabilisateur de la camphoroquinone éthyle-4- diméthylaminobenzoate Charges : combinaison de Phosphatesilicate silané au fluorure de strontium, d'aluminium et de sodium	77/58
Sonic Fil Kerr Haute viscosité	5mm	Non	A1 A2 A3 B1	Ethoxylated bisphénol-A diméthacrylate. BisphénolA-bis-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropyl) éther, TEGDMA. 3-triméthoxysilylpropyl méthacrylate. Charges : combinaison de verre de silicate	86/66
Sonic Fill 2³ Kerr	5mm	Non	A1 A2 A3 B1	Bis-GMA, TEG-DMA , bis-EMA, zirconiumoxide	-
TetricEvoCeram Bulk Fil, TetricNCeram Bulk Fill IvoclarVivadent Nano hybride modelable	4mm	Non	IVA IVB IVW	Bis-GMA Bis-EMA et UDMA Charges : verre de baryum, trifluoride d'ytterbium, oxyde mixte et prépolymères. Taille des particules de 40nm à 3000nm	81/61
X-tra fil Voco Haute viscosité	4mm	Non	Universel	UDMA, TEGDMA, Bis-GMA et de BTH. Charges de verre d'alumino-fluoroborosilicate de baryum (2-3 µm)	86/70

4.5 Intérêts des composites Bulk Fill pour la pratique clinique

4.5.1 Gain de temps et protocole facilité

En plus de ne plus avoir recours à la méthode de stratification longue et fastidieuse par incréments de 2mm, les composites Bulk Fill de haute viscosité ne nécessitent pas de recouvrement lors de restaurations profondes postérieures. Le praticien peut alors restaurer la cavité en une ou deux couches. (98,100)

De plus, la haute fluidité des composites Bulk Fill fluides leur procure un effet auto-nivelant et réduit le besoin de manipulation du matériau pendant l'insertion. (18)

La potentialisation des systèmes de photopolymérisation et leur translucidité leur confère un gain de temps lors de leur durcissement, les fabricants préconisent pour la plupart des matériaux Bulk Fill une durée de 20 secondes de photopolymérisation. (126)

Certains matériaux comme Tetric Evoceram Bulk Fill peuvent être photopolymérisés durant 10 secondes sans compromettre leurs propriétés physiques. Cet avantage est valable uniquement en corrélant l'utilisation d'une lampe d'une intensité supérieure ou égale à 1000 mW/CM².

Par ailleurs les Bulk Fill peuvent également être polymérisés avec des systèmes lumineux classiques (en augmentant le temps d'exposition). (103)

Il est notable que les composites Bulk Fill possèdent un temps de travail adéquat à lumière ambiante. (103)

4.5.2 Adaptation marginale

La grande viscosité des composites Bulk Fill fluides les rend utiles pour les cavités difficiles d'accès, étroites et les patients peu compliants.

Elle minimise également le risque d'incorporation de bulles d'air entre l'incrément et les parois de la préparation, mais également à travers l'incrément. En effet la mise en

place d'incréments successifs augmente le risque d'incorporation d'air et de bactéries entre eux. (97,107)

Il est donc possible d'obtenir avec les composites Bulk Fill et les systèmes adhésifs associés une bonne étanchéité du fond de la cavité, ce qui est crucial pour la prévention d'une hypersensibilité postopératoire. (98)

Les Bulk Fill visqueux permettent de restaurer les points de contact facilement. (100)

Lors de contraintes élevées, les composites «Bulk Fill» font preuve également d'un comportement en fluage acceptable et d'une grande stabilité dimensionnelle. Ces caractéristiques représentent des conditions fondamentales pour l'intégrité à long terme des obturations cavitaires et des marges d'obturation. (98)

4.5.3 Contrôle de la qualité de restauration

La radio-opacité des composites Bulk Fill, supérieure à celles de l'émail et la dentine, permet un contrôle radiographique. En effet, la détection des lésions carieuses secondaires, l'adaptation marginale et la qualité globale de la restauration, c'est-à-dire l'intégrité, l'absence de bulles d'air et les contours interproximaux sont évalués. (84)

4.5.4 Polymérisation optimisée

Une polymérisation inadéquate entraîne des micro-fuites marginales, des décolorations et une force de liaison réduite, donc des fractures. (97)

- Profondeur de polymérisation

Une polymérisation insuffisante peut engendrer une fragilité de la base de la restauration, aboutissant à des fractures de celle-ci. De plus, la présence de monomères à ce niveau peut créer des lésions pulpaires irréversibles, car ces

monomères sont irritants pour la pulpe. La grande profondeur de polymérisation des Bulk Fill préserve donc le patient de sensibilités post opératoires. (12)

Les études mentionnées précédemment ont confirmé la polymérisation optimale sur des épaisseurs de 4mm, avec un degré de conversion et des propriétés micromécaniques constants pour une radiation allant jusqu'à 20 secondes. (107,126)

Certains composites Bulk Fill fluides ont montré une profondeur de polymérisation de 6mm à plusieurs temps d'irradiation : 10, 20 et 40 secondes. (127)

De manière générale, la grande majorité des études ont été pertinentes concernant l'augmentation de profondeur de polymérisation par rapport aux composites conventionnels, quelque soit le paramètre mesuré et la condition expérimentale. (100)

- Augmentation du degré de conversion

Un taux de conversion plus faible pourrait entraîner une augmentation de la quantité de monomères libérés, induisant des restaurations moins biocompatibles. De plus, ces groupes fonctionnels non durcis peuvent augmenter la plasticité, produisant des restaurations ayant des propriétés mécaniques inférieures. Des décolorations et une usure accélérée proviennent de l'oxydation et de la dégradation hydrolytique causées par le monomère piégé dans la restauration. (97)

- Retrait de polymérisation plus faible

Les composites Bulk Fill visqueux ont une meilleure adaptation aux parois de la cavité de par leur faible retrait de polymérisation, minimisant le risque de décollement et d'infiltration du joint. Le risque de fracture dentaire est amoindri. (102)

En effet, la contrainte de polymérisation est minimisée jusqu'à 60% comparé aux composites fluides conventionnels. (128)

4.5.5 Compatibilité avec les systèmes adhésifs

Les composites Bulk Fill sont compatibles avec les systèmes adhésifs de mordantage total mais également d'auto-mordantage. Les valeurs d'adhérence sont plus élevées sur la dentine que sur l'émail. Les Bulk Fill montrent des résultats comparables aux valeurs obtenues avec des composites conventionnels utilisés comme standards de comparaison. (102)

De même, quel que soit le système d'adhésif conjugué avec les Bulk Fill, qu'ils soient placés en plusieurs ou un seul incréments, il ne modifie pas les risques de sensibilité post opératoire immédiate. Ce risque est de 20%.

Certains Bulk Fill fluides tels que SDR ont montré une augmentation significative de la force de liaison par rapport à des composites conventionnels. Ces Bulk Fill fluides étaient alors recouverts de composites conventionnels dans le cadre d'une cavité de grande étendue. (99)

4.5.6 Inconvénients des composites Bulk Fill

- Esthétique

La haute translucidité et la quantité limitée de teintes des composites Bulk Fill en font des matériaux de restauration dont les propriétés esthétiques sont moindres. Ils sont donc utilisés en secteur postérieur plutôt qu'en secteur antérieur. (102,119)

- Manque de recul clinique

Les données issues des rares études cliniques disponibles montrent des performances satisfaisantes concernant ces composites. Mais ces résultats doivent être étayés par des études cliniques supplémentaires avec une base de données plus large.

L'exigence légitime de données cliniques à long terme ne pourra être satisfaite que dans le futur pour ce groupe de matériaux disponibles depuis une durée encore relativement limitée. (98)

En effet, le manque de documentation sur les performances cliniques à long terme et les études In vivo concernant ces matériaux récents sont un frein à leur utilisation par les praticiens. (99,100)

Ainsi, à ce jour, seules des études menées à court et moyen terme sont disponibles. (100)

Les études menées en laboratoire ne simulent parfois pas les conditions cliniques exactes, l'impact de chaque composé sur les propriétés des matériaux et sur le comportement dentaire reste difficile à prédire. (99)

Enfin, diverses études révèlent la difficulté de comparer les matériaux disponibles en raison de leurs variations de composition et de viscosité. (129)

Toutefois, l'analyse des nombreuses données in vitro indique par analogie que les nouveaux composites «Bulk Fill», pour autant que les indications soient bien posées et que les notifications des fabricants soient respectées, soutiennent dans l'ensemble la comparaison avec les systèmes composites conventionnels et peuvent être utilisés avec succès en clinique.

4.6 Cas particulier de l'EverX Posterior

Il s'agit d'un matériau destiné à être utilisé en tant que composite Bulk Fill lors de restaurations postérieures.

Ce matériau est composé de Bis-GMA, TEGMA, polyméthacrylate de méthyle (PMMA), de charges inorganiques, mais également de courtes fibres de verre discontinues, orientées de manière aléatoire (figure 24).

Ceci forme une matrice appelée réseau semi-interpénétré de polymères. (86)

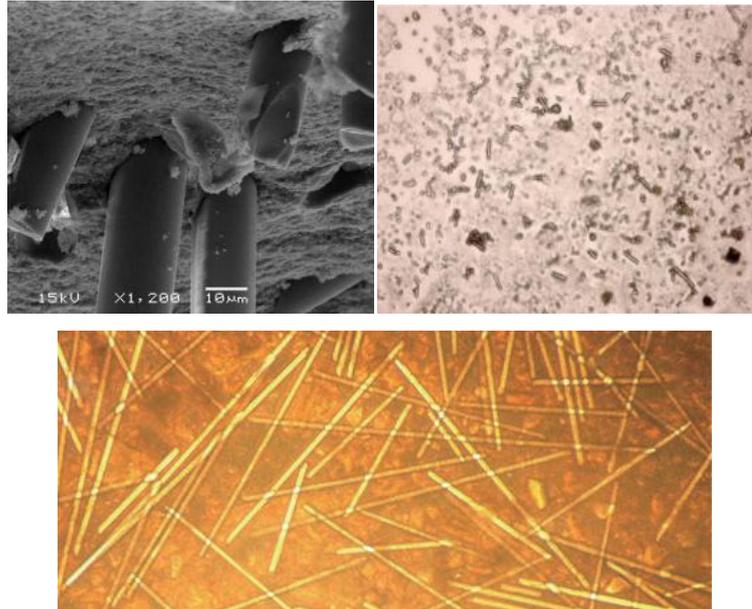


Figure 24 : Observation de la structure de composite renforcé en fibres de verre

(129–131)

Cette composition lui confère des propriétés de force de liaison et de ténacité améliorées de la matrice polymère. En effet, l'incorporation de fibres permet un transfert de contraintes de la matrice vers ces fibres. Ceci permet l'arrêt de la propagation des fissures, donc la diminution du risque de fracture. (132)

Cependant, les fibres agissent également individuellement comme amortisseurs de contraintes, arrêtant les fissures. (86)

La longueur et le diamètre des fibres jouent un rôle essentiel dans ce mécanisme. Peterson a découvert que les fibres incorporées dans un matériau améliorent considérablement ses propriétés mécaniques, à condition que les fibres aient une longueur supérieure à une certaine longueur minimale. C'est ce que l'on appelle la longueur de fibre critique. (129)

L'explication physique du mécanisme de renforcement est que, puisque la matrice a un module de résistance à la traction beaucoup plus bas que la fibre, elle se déforme d'avantage. La longueur critique de la fibre est donc la longueur minimale à laquelle le centre de la fibre atteint sa résistance ultime à la traction, lorsque la matrice atteint sa résistance maximale au cisaillement.

L'everX Posterior a un diamètre de fibre de 16 μm et une longueur de fibre moyenne comprise entre 1 et 2mm, dépassant ainsi la longueur de fibre requise. (129)

L'étude d'Abouelleil et coll. a révélé par les tests de résistance à la rupture et à la flexion que tous les échantillons EverX restent attachés, même après la rupture de ces échantillons et la formation d'une ligne de fissure (figure 25). Par ailleurs, des échantillons d'autres Bulk Fill se sont séparés en deux.

Cette propriété montre non seulement la résistance du matériau à la rupture, mais également sa résistance au déplacement à l'interface dent-restauration. De plus, cette propriété rendrait au matériau un meilleur potentiel de réparation. (129)

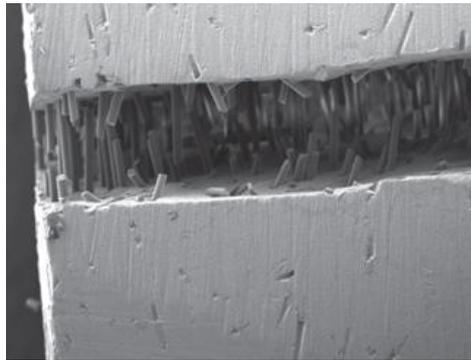


Figure 25 : Illustration du matériau après rupture

(129)

Bijelic-Donova et coll. ont confirmé les propriétés mécaniques supérieures conférées par l'incorporation de ces fibres discontinues à travers la matrice. Par ailleurs, ces propriétés étaient meilleures que pour les composites conventionnels. Egalement, ils ont confirmé le mécanisme de renforcement fourni par les fibres discontinues, qui arrêtaient la propagation des fissures. (133)

Garoushi et coll. ont exprimé les mêmes résultats concernant les propriétés mécaniques de ces composites renforcés en courtes fibres. Ils ont également conclu que ces derniers possédaient les mêmes propriétés de profondeur de polymérisation et de contrainte de retrait de polymérisation que les composites Bulk Fill décrits précédemment. (131)

5 Intérêts des Bulk Fill pour l'IDS comme substituts dentinaires

5.1 Les composites Bulk Fill conjugués aux systèmes adhésifs

Ilie et coll. ont comparé in vitro la force de liaison à la dentine et l'émail (résistance au cisaillement) de deux composites Bulk Fill (haute et basse viscosité) et d'un composite conventionnel (Tetric EvoCeram).

L'étude est menée en utilisant deux systèmes adhésifs différents SAM.

Les facteurs influençant le plus les résultats sont alors dans l'ordre le système adhésif, puis le substrat dentaire et enfin le type de matériau de substitut dentinaire.

Concernant le Bulk Fill visqueux (Tetric EvoCeram Bulk Fill), la force de liaison à l'émail et à la dentine est identique, quel que soit l'adhésif utilisé.

Contrairement à ces résultats, le Bulk Fill fluide (SureFil SDR) présente des valeurs de force de liaison nettement supérieures avec la dentine qu'avec l'émail.

Lors des tests réalisés dans cette étude, les fractures sont principalement dues à l'adhésif (pour 61,9%).

Concernant ces fractures adhésives, le pourcentage le plus élevé est observé avec le composite conventionnel, suivi par le Bulk Fill visqueux, puis le Bulk Fill fluide.

Les matériaux Bulk Fill ont montré des résultats comparables ou supérieurs au matériau conventionnel.

Ainsi, les meilleurs résultats de force de liaison ont été observés avec le Bulk Fill fluide SDR et les adhésifs auto-mordançants sur la dentine. Ceci résultant d'une meilleure mouillabilité et d'une capacité d'écoulement supérieure au fond de la cavité. Il en résulte une meilleure adaptation interne dans cette cavité. (134)

Heintze et coll. ont évalué la qualité marginale de restauration d'un Bulk Fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill) et d'un composite conventionnel (Tetric EvoCeram). Deux systèmes adhésifs ont été employés, un M&R et un SAM.

Le composite Bulk Fill n'a pas montré de lacune ou d'irrégularité de marge comparé au composite conventionnel. Cependant, il exprime de meilleurs résultats concernant la qualité d'adaptation marginale lorsqu'il est employé avec l'adhésif M&R. (135)

Roggendorf et coll. ont étudié la force d'adhésion marginale de composites Bulk Fill fluides conjugués à des systèmes adhésifs SAM et M&R, sur l'émail et la dentine.

Concernant l'émail, les meilleurs résultats après application de contraintes thermo-mécaniques ont été obtenus avec les adhésifs M&R. En effet le pourcentage de marges sans lacunes est de 87,4 à 91,5%, contre 42,1 à 64,1% pour les SAM. Les résultats concernant la dentine étaient également meilleurs avec les adhésifs M&R, allant de 63,2 à 66,6%, qu'avec les SAM qui présentaient des valeurs allant de 38,5 à 56,2%. (136)

Aussi, pour l'adaptation interne de la dentine, le pourcentage de zone hybride sans lacune était supérieur avec les M&R qu'avec les SAM. Les valeurs sont de 66,3 à 70,1% pour les M&R et 31 à 57% pour les SAM. (136)

Le matériau Bulk Fill SDR a donc montré de bonnes performances d'adaptation et d'adhésion combiné au système adhésif M&R. (136)

Costa et coll. ont évalué le développement de sensibilités post opératoires dues à l'interface adhésive pour le composite Tetric N-Ceram Bulk Fill et deux adhésifs, un M&R et un SAM.

Quelque soit le système adhésif employé, le risque global de sensibilité post opératoire était inchangé, avec une valeur de 20%. (137)

.

5.2 Etudes de la Littérature : les Bulk Fill comme substituts dentinaires

5.2.1 Alkudhairy et Ahmad, 2016

Alkudhairy et Ahmad ont comparé in vitro la résistance de force de liaison au cisaillement et la microinfiltration de plusieurs substituts dentinaires. (132)

En effet, le taux d'échec des restaurations indirectes est dû aux fractures, causées par une force de liaison insuffisante et des micro fissures ou micro infiltrations entre le matériau et le substrat dentaire.

Deux de ces matériaux sélectionnés étaient des ciments à base de silicate tricalcique : la biodentine (SEPTODONT) et Activa Bioactive (PULPDENT). Ceci en raison de leur bioactivité, leur facilité de manipulation, leur comportement mécanique et leur bonne stabilité dimensionnelle.

Les deux autres matériaux choisis pour l'étude étaient des Bulk Fill, l'EverX Postérieur (GC) et le SDR (DENTSPLY). Ce dernier présente un intérêt dans sa haute fluidité, ses propriétés physico-mécaniques et avantages décrits précédemment. L'EverX Postérieur, lui, pour les mêmes raisons mais également pour l'ajout de fibres dans le matériau permettant de résister à la fracture de restauration.

Le but de l'étude était de comparer la force de liaison (résistance au cisaillement, force qui doit séparer les matériaux d'essai de la surface dentinaire) de ces quatre matériaux et leurs propriétés de micro infiltrations (micro fissures) lorsqu'ils sont utilisés comme substituts dentinaires.

L'étude a été menée sur 60 prémolaires permanentes, dont 40 testées pour la force d'adhérence, et 20 pour le taux de micro infiltrations.

Pour la biodentine, aucun traitement de surface dentinaire n'a été effectué.

Préalablement à l'application de SDR, la surface dentinaire a été traitée par mordantage total à l'acide phosphorique 37% puis application d'adhésif (M&R 2), de même qu'avec Activa Bioactive.

Pour l'Ever-X, la surface dentinaire est conditionnée par un adhésif auto-mordançant (SAM).

Les résultats concernant la résistance d'adhérence au cisaillement sont présentés dans le diagramme suivant :

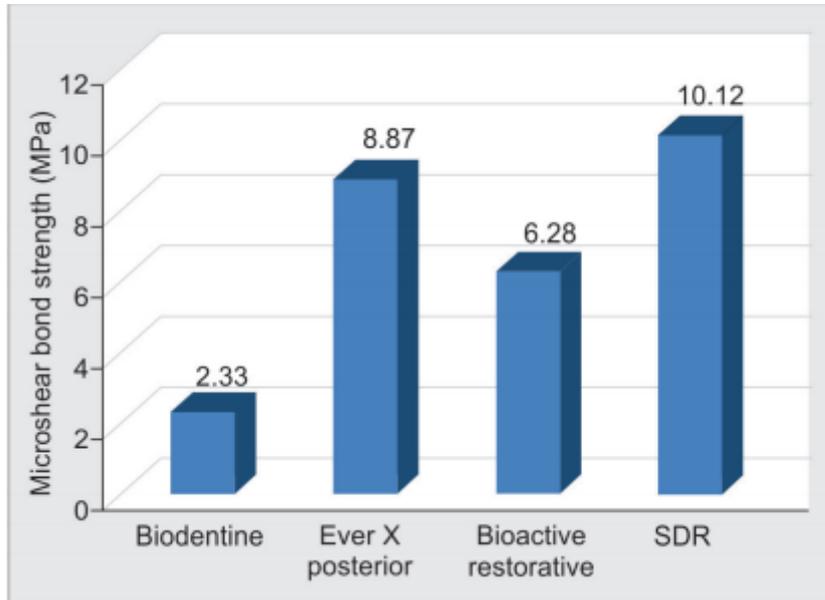


Figure 26 : Comparaison de la force de liaison des matériaux

(132)

Les résultats concernant les micro fissures générées par les matériaux et leurs différents sites sont présentés dans le diagramme suivant :

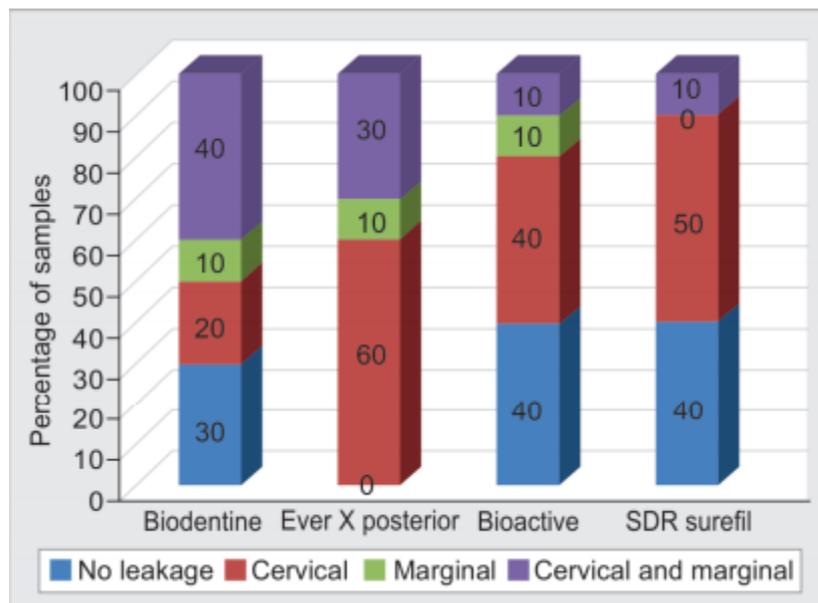


Figure 27 : Pourcentages de micro fissures et leurs sites

(132)

Le composite Bulk Fill SDR montre la plus grande force de liaison, suivi par Ever-X, Activa et Biodentine.

Le matériau Biodentine exprime le plus haut score de micro fissures. Le SDR montre les meilleures propriétés concernant ces micro fissures, suivi par Ever X et Activa.

La conclusion d'Alkudhairy et Ahmad est la suivante : Concernant le matériau de substitut dentinaire pour les restaurations directes ou indirectes, SDR a montré les meilleurs résultats.

En effet, ce matériau exprime la meilleure résistance de force de liaison au cisaillement, ainsi que les meilleures propriétés de micro infiltration.

Les ciments à base de silicate tricalcique ne présentent pas de propriétés comparables aux Bulk Fill.

La présente étude a montré que les composites Bulk Fill fluides et renforcés en fibres de verre ont présenté de bonnes propriétés en tant que matériaux de substituts dentinaires.

5.2.2 Garoushi et coll., 2006

Garoushi et coll. ont évalué in vitro la résistance à la rupture de restaurations par Onlays, renforcés par des composites en fibres de verre comme substituts dentinaires. (138)

En effet, les Onlays composites sont soumis à de fortes contraintes mécaniques en région postérieure. Il existe donc un besoin considérable d'amélioration des propriétés mécaniques. En particulier la résistance à l'usure et la rupture, tout en conservant les propriétés esthétiques.

Au total, l'étude a été menée sur 48 molaires humaines, de taille similaire, préparées pour simuler les restaurations indirectes par Onlays.

Certains échantillons ont été traités par une sous couche de composite renforcé en fibres de verre, recouverts d'un Onlay composite. Les échantillons contrôles étaient des restaurations par Onlays composites simples.

Le système adhésif employé était une technique de mordantage total à l'acide phosphorique.

Les échantillons ont subi une charge jusqu'à leur rupture.

Les données de résultats montrent que les reconstitutions avec composites renforcés en fibres de verre ont une résistance à la rupture plus importante que les Onlays en composites bruts. En effet, leur capacité de support de charge est de deux à trois fois plus grande.

Visuellement, le modèle de rupture est différent. Sur l'illustration suivante (figure 28), le modèle A correspond à la rupture de l'Onlay en composite simple. Le modèle B correspond à l'Onlay composite renforcé avec un composite renforcé en courtes fibres.

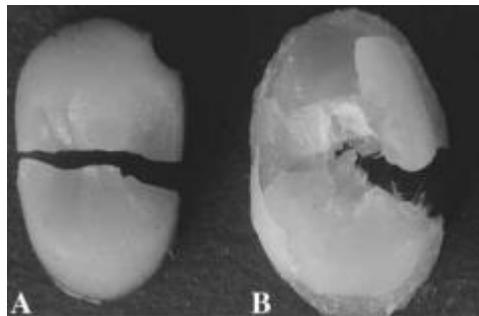


Figure 28 : Illustration de la fracture en fonction des matériaux utilisés

(138)

Garoushi et coll. ont conclu que l'utilisation d'un composite renforcé en fibres de verre est une alternative pour surmonter les complications mécaniques des Onlays composites dans les zones soumises à fortes contraintes occlusales.

5.3 Etapes opératoires de la mise en place de Bulk Fill lors de l'IDS

5.3.1 Prise de teinte

La première étape est la prise de teinte. Elle se réalise avant la pose de digue, sur une dent hydratée, afin de ne pas altérer les propriétés optiques de la dent.

La prise de teinte se réalise à la lumière naturelle. (23)

5.3.2 Pose de champ opératoire

La technique adhésive impose des exigences d'isolation par la digue lors du scellement dentinaire immédiat et lors du collage de la pièce prothétique pour plusieurs raisons : (139,140)

- L'espace opératoire est isolé des fluides polluants et septiques (salive, sang etc...)
- La cavité buccale est isolée des agents toxiques, caustiques ou allergisants.
- Il n'y a pas de risque de déglutition d'instruments, de débris aériens, de fragments faisant suite aux procédures cliniques.
- L'accès et la visibilité sont meilleurs, le praticien n'est pas distrait et peut se concentrer uniquement sur la procédure.
- La bouche est instinctivement maintenue ouverte par le patient, joues et langue écartées. L'ergonomie en est optimisée, sans contrainte d'écartement.
- La digue permet un gain de temps surtout si plusieurs restaurations sont effectuées sur le même cadran, sans interruption de la procédure (par exemple, le patient ne peut pas se servir du crachoir).
- La gestion du flux salivaire en dehors du champ opératoire est aisée.
- Pour le patient, la digue représente un argument de qualité et de modernité si le praticien la présente bien.

Enfin, le champ opératoire doit être posé après avoir réalisé l'anesthésie.

5.3.3 Préparation cavitaire en vue de l'onlay

La reconstitution actuelle est déposée, ainsi que le curetage carieux effectué (figure 29).

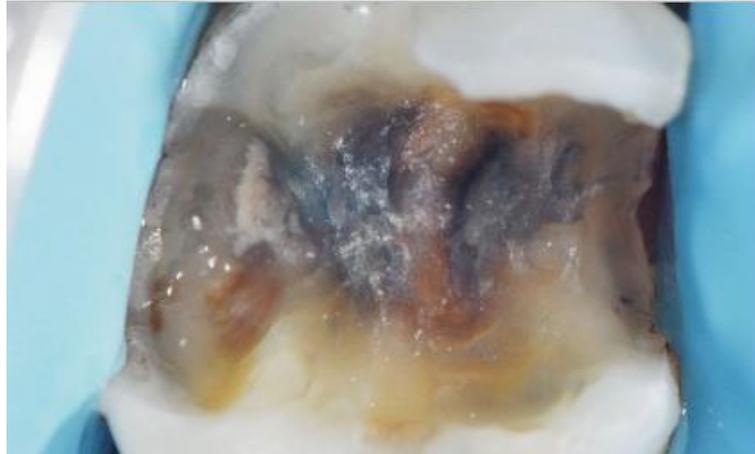


Figure 29 : Illustration de la préparation après curetage de dentine infectée

(141)

Lors de la préparation, les angles vifs sont supprimés afin d'obtenir des angles internes arrondis.

Les parois sont lisses, de dépouille (environ 10°) et le fond de cavité est plat.

Les parois résiduelles trop fragiles, c'est-à-dire inférieures à 2 millimètres sont supprimées.

Les limites de préparation se situent dans l'émail et ne sont pas situées au niveau des zones de contact occlusal (statique et dynamique).

Les limites périphériques sont préparées sans chanfrein associé.

Concernant les cavités de classe II, une matrice peut être mise en place afin de garantir une isolation optimale. (6)

5.3.4 Mordançage total (protocole M&R3) de la dentine

Il est possible d'effectuer, au préalable, un sablage de la dentine afin d'éliminer les débris (figure 30). (82)

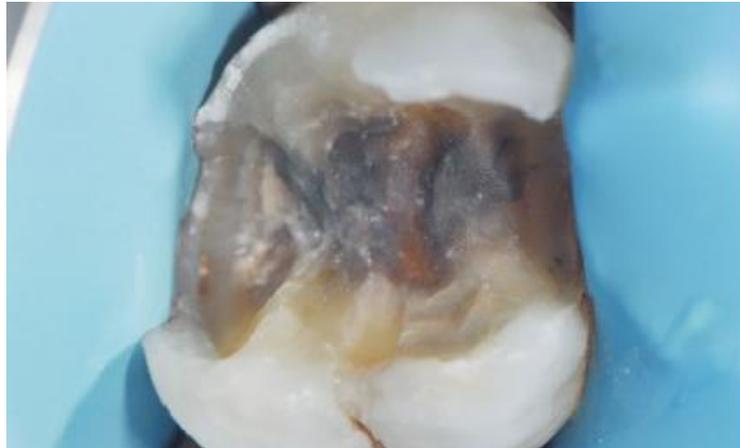


Figure 30 : Illustration après préparation et aéroabrasion

(141)

Le mordançage est effectué à l'aide d'un acide phosphorique à 37% pendant 15 secondes (figure 31). Sur la dentine sclérotique, ce temps peut être doublé. (72) Le temps de pose est important, car au delà de celui-ci la surface déminéralisée dépasse la surface d'hybridation.

Il est suivi d'un rinçage selon un temps au moins égal à la durée de pose d'acide.

Enfin, il se termine par un séchage doux. Celui-ci s'effectue à l'air doux ou à l'aide de l'aspiration. (64)



Figure 31 : Illustration du mordançage à l'acide orthophosphorique pendant 15 secondes

(141)

A la fin de ce mordantage, une application de chlorhexidine à 2% est réalisée. Comme vu précédemment, cette étape permet de diminuer le taux de bactéries, mais également d'inhiber les MMP. (66)

5.3.5 Application du primer

Le primer est appliqué à l'aide d'une microbrush afin de diluer l'eau résiduelle présente dans la dentine (figure 32). (64)



Figure 32 : Illustration de l'application après désinfection à la chlorhexidine

(141)

5.3.6 Mise en place de l'adhésif

L'adhésif (par exemple Optibond FL, KERR) est appliqué à l'aide d'une microbrush en quantité importante, suivi d'un souffle d'air léger afin d'éliminer les excès. L'adhésif est ensuite photopolymérisé pendant 20 secondes (figures 33 et 34). (64)

Une couche de glycérine est enfin appliquée, puis photopolymérisée pendant 10 secondes. (83)



Figure 33 : Illustration de l'application d'adhésif pendant 10 secondes

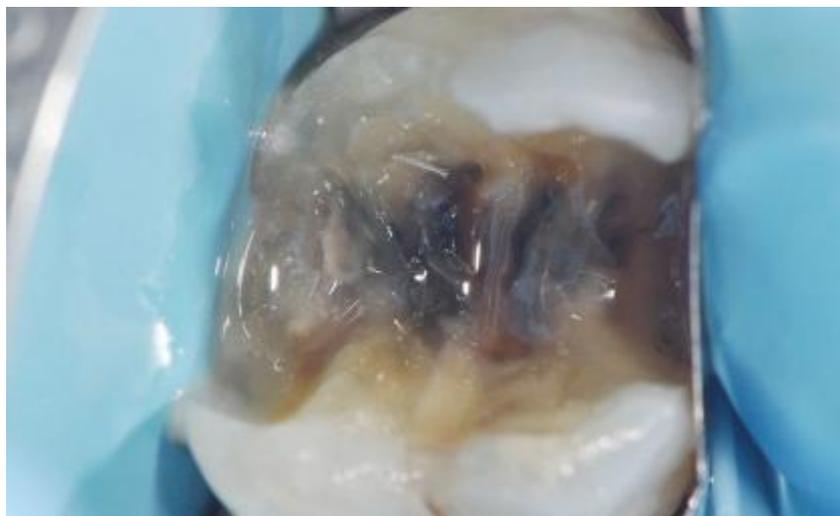


Figure 34 : Illustration après photopolymérisation pendant 20 secondes

(141)

5.3.7 Mise en place du substitut dentinaire : Bulk Fill fluide ou fibré

Le composite Bulk Fill est mis en place selon les recommandations du fabricant, puis photopolymérisé durant 20 secondes (figure 35). Ce temps peut varier en fonction des recommandations du fabricant (par exemple 10 secondes pour Tetric EvoCeram Bulk Fill). (98)

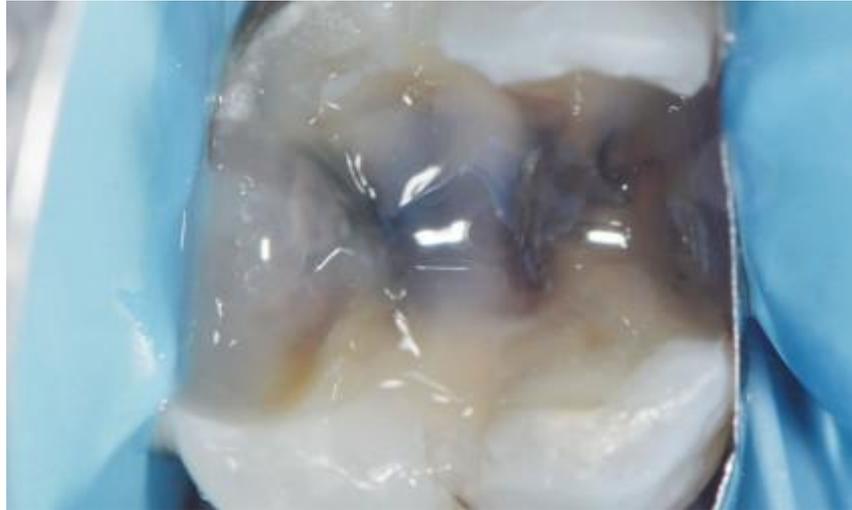


Figure 35 : Illustration après application d'un Bulk Fill fluide

(141)

Sur la figure 36, le substitut dentinaire est le composite Bulk Fill fluide SDR. Celui-ci a été photopolymérisé pendant 20 secondes

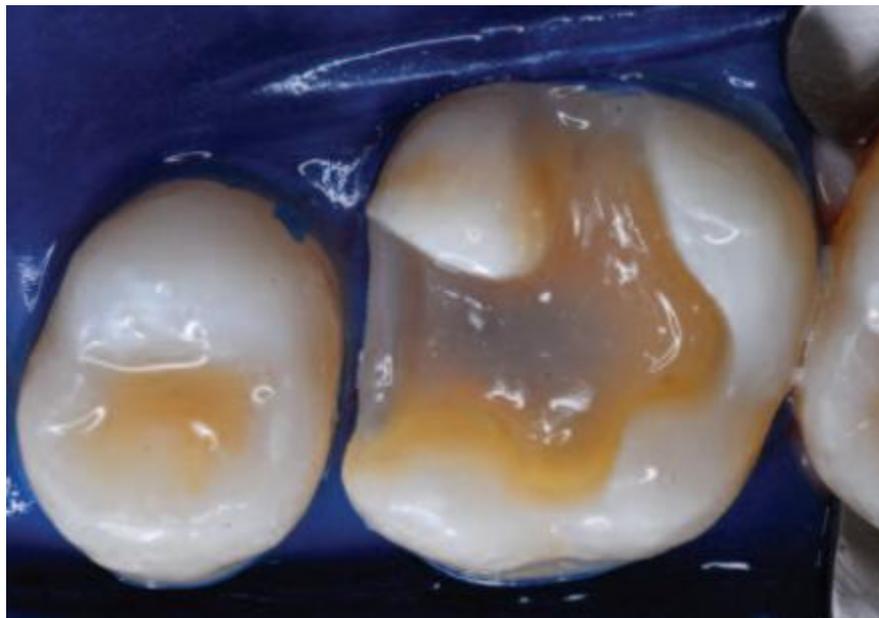


Figure 36 : Illustration après mise en place de substitut dentinaire

(128)

Selon Van Der Yver, la résistance à la fracture des reconstitutions céramiques est fortement influencée par l'élasticité du matériau de base. En raison des propriétés favorables du SDR, l'auteur est d'avis qu'il pourrait être le matériau idéal comme

substitut dentinaire. En effet, son emploi lors de la préparation améliorerait la résistance des cuspidés dentaires. (128)

Cette application est suivie de la mise en place d'une couche de glycérine, puis d'une photopolymérisation durant 10 secondes.

Comme vu précédemment, un sablage permet d'éliminer les résidus de couche d'inhibition liée à l'oxygène. (83)

Conclusion

Ces dernières années, l'évolution des concepts en dentisterie ont mené aux techniques adhésives. Celles-ci s'opèrent dans un contexte de dentisterie mini invasive afin de préserver l'intégrité des structures dentaires. En effet, il a été montré que les restaurations indirectes collées permettent d'accroître la résistance des tissus dentaires afin d'améliorer la pérennité des restaurations. Non seulement les propriétés physico-mécaniques des restaurations sont améliorées, mais également leur esthétique.

L'objectif était d'étudier cette dentisterie très conservatrice, multipliant les interfaces d'adhésion, basée sur des mécanismes permettant une adhésion essentiellement mécanique, mais également d'étudier les matériaux associés.

Il en résulte que tous ces éléments ont été optimisés par le scellement dentinaire immédiat et l'application de substituts dentinaires, deux techniques complémentaires et s'opérant dans le même temps clinique. En effet ceux-ci permettent d'intégrer au mieux la restauration au sein de tissus dentaires. Ceci est permis par l'amélioration de la force de liaison, une agression du complexe dentino-pulpaire minimisée, l'optimisation de mise en forme de préparation.

Ainsi, les composites modifiés Bulk Fill émergent au sein de ces techniques. Ils sont basés sur une augmentation de leur translucidité, permettant un degré de polymérisation amélioré en profondeur. Ces propriétés leurs confèrent, hormis le gain de temps, un retrait de polymérisation amoindri, limitant le risque de fractures des restaurations indirectes.

Par ailleurs, l'étude de la littérature a montré que ces arguments leurs sont d'autant plus favorables que la première cause d'échec des restaurations indirectes est la fracture.

Il en résulte que les études récentes, à court et moyen terme, concernant les Bulk Fill en tant que substituts dentinaires sont prometteuses. Celles ci pourraient être approfondies par des études in vivo à long terme afin de confirmer leur apport bénéfique dans ce cadre et un emploi plus courant des composites Bulk Fill par le chirurgien dentiste.

Tables des illustrations

Figure 1 : Illustration d'inlay-onlay	17
Figure 2 : Le gradient thérapeutique.....	19
Figure 3 : Arbre décisionnel en fonction du volume cavitaire	20
Figure 4 : Représentation schématique d'une résine composite	22
Figure 5 : Illustration du joint de collage et de la contraction de prise	27
Figure 6 : Schéma de la micro architecture de l'émail.....	31
Figure 7 : Observation microscopique de l'émail prismatique P et interprismatique IP	32
Figure 8 : Observation microscopique de la dentine en coupe transversale.....	34
Figure 9 : Observation microscopique de la jonction Email-Dentine	36
Figure 10 : Surface de l'émail avant (G) et après (D) mordançage	40
Figure 11 : Surface de dentine avant (G) et après (D) mordançage	42
Figure 12 : Illustration de la couche hybride.....	43
Figure 13 : Illustration des charges de verre à gauche, et d'oxyde mixte à droite	60
Figure 14 : Illustration des relaxateurs de tensions	62
Figure 15 : Illustration de différents spectres d'absorption.....	63
Figure 16 : Illustration de l'optimisation d'absorption obtenue	64
Figure 17 : Illustration de la translucidité de résines composites.....	66
Figure 18 : Comparaison du degré de conversion de différents composites	68
Figure 19 : Comparaison de l'évolution de la contrainte de retrait en fonction du temps	70
Figure 20 : Evolution du taux de contrainte de retrait en fonction du temps	70
Figure 21 : Diagramme de comparaison de la micro dureté en fonction de l'épaisseur	72
Figure 22 : Comparaison des modules d'élasticité des différents composites.....	74
Figure 23 : Comparaison de l'absorption d'eau de différents composites	76
Figure 24 : Observation de la structure de composite renforcé en fibres de verre	84
Figure 25 : Illustration du matériau après rupture	85
Figure 26 : Comparaison de la force de liaison des matériaux.....	89
Figure 27 : Pourcentages de micro fissures et leurs sites	89
Figure 28 : Illustration de la fracture en fonction des matériaux utilisés	91
Figure 29 : Illustration de la préparation après curetage de dentine infectée	93
Figure 30 : Illustration après préparation et aéroabrasion	94
Figure 31 : Illustration du mordançage à l'acide orthophosphorique pendant 15 secondes	94
Figure 32 : Illustration de l'application après désinfection à la chlorhexidine	95
Figure 33 : Illustration de l'application d'adhésif pendant 10 secondes	96
Figure 34 : Illustration après photopolymérisation pendant 20 secondes	96
Figure 35 : Illustration après application d'un Bulk Fill fluide	97
Figure 36 : Illustration après mise en place de substitut dentinaire.....	97

Références bibliographiques

1. Krämer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent*. 2000;25(6):466-72.
2. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res*. 2016;95(9):985-94.
3. Inlays/Onlays. Normanview Dental Regina | Trusted Regina Dentists. (<http://normanviewdental.com/inlays-onlays/>).
4. Decup F. Inlay Onlay Overlay. Paris, France: Espace ID; 2014. 82 p.
5. Dahan L, Raux F. Académie De Dentisterie Adhésive : Pourquoi et quand faire un inlay-onlay. *Info Dent*. 2010;(34):7.
6. Koubi S, Aboudharam G, Brouillet JL. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. *EMC Odontologie*. 2006;1-15.
7. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989;15(11):512-6.
8. Haute autorité de santé. Restauration dentaire par matériau incrusté (Inlay-Onlay). Haute Autorité de Santé. 2009;
9. De Belenet H, Pignoly C. Le substitut dentinaire : un impératif contemporain. *Rev Odont Stomat*. 2018;(47):60-76.
10. Tirlet G, Attal J. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. *Info Dent*. 2009;41/42:2161-8.
11. Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Advanced Prosth*. 2017;9(6):486-95.
12. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. *EMC-Médecine buccale*. 2010;5(4):1-26.
13. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*. 1998;14(1):51-6.
14. Raskin A. Les résines composites. Société francophone de biomatériaux dentaires. 2019;14-5.
15. Attal JP, Denis M. Les Entretien de Bichat - Dentisterie restauratrice adhésive : comment choisir son composite ? *Dent Mater*. 2013;(29):1-6.
16. Hitmi L, Attal J-P, Degrange M. Les différentes familles de colles composites : présentation et expérimentation. *Orthod Fr*. 2002;73(1):39-58.
17. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent*. 2014;39(4):374-82.

18. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Oper Dent*. 2013;39(4):441-8.
19. Mortier E, Jager S, Gerdolle D, Dahoun A. La microscopie électronique à balayage environnementale : application à l'observation des tissus dentaires minéralisés. *Actual Odonto-Stomatol*. 2011;(255):221-9.
20. Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):184-94.
21. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Research*. 2014;93(12):1232-4.
22. Khairallah C, Hokayem A. Evaluation clinique à long terme de deux matériaux utilisés pour la confection d'inlays esthétiques. *Trop Dent J*. 2009;32(3):10.
23. Raux F, Dahan L. Comment faire un Inlay Onlay esthétique. *Inf Dent*. 2011;93(7):14-23.
24. Samama Y. Inlays-Onlays : Le blanc s'impose, l'or résiste. *Comptes rendus SOP*. 2010;1.
25. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *EMC - Dentisterie*. 2004;1(2):101-17.
26. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *EMC- Médecine buccale*. 2016;
27. Durand J-C, Pourreyron L, Bennasar B, Jacquot B, Fages M. Céramiques dentaires : de leurs évolutions aux implications cliniques. *EMC-Médecine buccale*. 2017;12(6).
28. Otto T. Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Comput Dent*. 2017;20(3):315-29.
29. Catala PM, André DJ-M, Katsanis MG, Poirier PJ. *Histologie : organes, systèmes et appareils*. 2007;102.
30. Pro JW, Barthelat F. Discrete element models of tooth enamel, a complex three-dimensional biological composite. *Acta Biomater*. 2019;94:536-52.
31. Lignon G, Dure-Molla M, Dessombz A, Berdal A, Babajko S. L'émail - Un autoassemblage unique dans le monde du minéral. *Med Sci (Paris)*. 2015;31(5):515-21.
32. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(2):104-33.
33. About I, Bottero M-J, de Denato P, Camps J, Franquin J-C, Mitsiadis TA. Human Dentin Production in Vitro. *Experimental Cell Research*. 2000;258(1):33-41.
34. Abdallaoui F, Sakout M, El Arrouf N. Protection pulpo-dentinaire et adhésion : évolution des concepts biologiques et implications cliniques en pratique quotidienne. *rev. odont.stomat*. 2010;112-33.
35. Teruel J de D, Alcolea A, Hernández A, Ruiz AJO. Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and bovine teeth. *Arch of Oral Biology*. 2015;60(5):768-75.

36. Kubota K, Ajisaka M, Inoue Y. Scanning Electron Microscopic Observation of Longitudinally Sectioned Dentinal Tubules. *Jour of Nihon Univ Sch of Dent.* 1969;11(4):140-3.
37. Zaslansky P, Zabler S, Fratzl P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: a phase-contrast microtomography study. *Dent Mater.* 2010;26(1):1-10.
38. Carvalho RM, Fernandes CA, Villanueva R, Wang L, Pashley DH. Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):309-14.
39. Cohen R, Razzano M. Scellage immédiat de dentine par auto-attaque : une technique clinique. *dent Ind.* 2008;2(3).
40. Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater.* 2005;4(3):229-32.
41. Hayashi Y. High Resolution Electron Microscopy in the Dentino-Enamel Junction. *J Electron Microsc.* 1992;41(5):387-91.
42. Kimura O, Dykes E, Fearnhead RW. The relationship between the surface area of the enamel crowns of human teeth and that of the dentine-enamel junction. *Arch Oral Biol.* 1977;22(12):677-83.
43. Marshall SJ, Balooch M, Habelitz S, Balooch G, Gallagher R, Marshall GW. The dentin-enamel junction a natural, multilevel interface. *J Europ Ceram Soc.* 2003;23(15):2897-904.
44. Degrange M, Roulet JF. Collage et adhésion : la révolution silencieuse. *Quintessence Int.* Paris, France; 2000. 358 p.
45. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique. *Quintessence Int.* Paris, France; 2003. 405 p.
46. Soares C, Martins L, Pfeifer M, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.* 2004;35(4):281-6.
47. Manhart J, Hickel R, Hamm G, Chen H. Review of the Clinical Survival of Direct and Indirect Restorations in Posterior Teeth of the Permanent Dentition. *Oper Dent.* 2004;29(5):481-508.
48. Magne P, Douglas WH. Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. *Quintessence Int.* 2000;31(1):5-18.
49. Marniquet S, Fron Chabouis H. Matériaux actuels pour les restaurations partielles. *Fil dent.* 2015;(98):28-34.
50. Roy AK, Mohan D, Sunith M, Mandokar RB, Suprasidh S, Rajan S. Comparison of Shear Bond Strengths of Conventional Resin Cement and Self-adhesive Resin Cement bonded to Lithium Disilicate: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(10):881-6.
51. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J*

- Dent. 2000;13(Spec No):60D-76D.
52. Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *Quintessence Int.* 2007;38(7):543-53.
 53. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials.* 2013;29(2):139-56.
 54. Magne P, Perroud R, Hodge J, Belser U. Clinical Performance of Novel-Design Porcelain Veneers for the Recovery of Coronal Volume and Length. *Inter J Period Restor Dent.* 2000;20(5):440-57.
 55. Degrange M, Pourreyron M. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. *Société francophone de biomatériaux dentaires.* 2010;4-21.
 56. Kirmali O, Barutcuğil C, Harorli O, Kapdan A, Er K. Resin cement to indirect composite resin bonding: Effect of various surface treatments. *J Scan Micro.* 2015;37(2):89-94.
 57. Sablage et amélioration de la liaison adhésive. *Dent Trib.* 2013;12-3.
 58. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1963;67(3):382-91.
 59. Jendresen MD, Glantz P-O, Baier RE, Eick JD. Microtopography and Clinical Adhesiveness of an Acid Etched Tooth Surface. *Acta Odont Scand.* 1981;39(1):47-53.
 60. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. *Collages en odontologie.* EMC - Odontologie. 2005;1(3):193-201.
 61. Zhang S, Kern M. The Role of Host-derived Dentinal Matrix Metalloproteinases in Reducing Dentin Bonding of Resin Adhesives. *Int J Oral Science.* 2009;1(4):163-76.
 62. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
 63. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to Enamel and Dentin : current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215-35.
 64. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):144-55.
 65. Cho M-W, Kim J-Y, Kim D-S, Choi K-K. The effect of solvent evaporation of dentin adhesive on bonding efficacy. *J Korean Acad Conserv Dent.* 2010;35(5):321-34.
 66. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1-16.
 67. Nawareg MMA, Zidan AZ, Zhou J, Chiba A, Tagami J, Pashley DH. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review. *Am J Dent.* 2015;28(6):321-32.
 68. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, et al.

- Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004;32(8):611-21.
69. Okuda M, Nikaido T, Maruoka R, Foxton RM, Tagami J. Microtensile Bond Strengths to Cavity Floor Dentin in Indirect Composite Restorations using Resin Coating. *J Esthetic Restorative Dent.* 2007;19(1):38-46.
 70. Yiu C, Hiraishi N, Chersoni S, Breschi L, Ferrari M, Prati C, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerisation. II. Differential permeability reduction with an oxalate desensitiser. *J Dent.* 2006;34(2):106-16.
 71. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent.* 2003;16(6):414-20.
 72. Qanungo A, Aras MA, Chitre V, Mysore A, Amin B, Daswani SR. Immediate dentin sealing for indirect bonded restorations. *J Pros Res.* 2016;60(4):240-9.
 73. Magne P, So W-S, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J.* 2007;98(3):166-74.
 74. Hu J, Zhu Q. Effect of immediate dentin sealing on preventive treatment for postcementation hypersensitivity. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1):49-52.
 75. Darque-Ceretti E, Felder E. Adhésion et Adhérence. 2003.
 76. Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H, et al. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent.* 2004;29(4):416-23.
 77. van den Breemer C, Özcan M, Cune MS, Ayres AA, Van Meerbeek B, Gresnigt M. Effect of Immediate Dentin Sealing and Surface Conditioning on the Microtensile Bond Strength of Resin-Based Composite to Dentin. *Oper Dent.* 2019;
 78. Paul SJ, Scharer P. Intrapulpal Pressure and Thermal Cycling: Effect on Shear Bond Strength of Eleven Modern Dentin Bonding Agents. *J Esthet RestorDent.* 1993;5(4):179-85.
 79. Mc Cabe JF, Rusby S. Dentine bonding-the effect of pre-curing the bonding resin. *Br Dent J.* 1994;176(9):333-6.
 80. Reis A, Carrilho MRD, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *Quintessence.* 2004;6(11).
 81. Dall'Oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury AH, Suh BI, Tay FR, et al. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2007;81(2):493-8.
 82. Ghiggi PC, Steiger AK, Marcondes ML, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *Eur J Dent.* 2014;8(3):366-72.
 83. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):298-305.

84. Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent.* 1999;12(6):295-8.
85. Ferrari M, Tay FR. Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent.* 2003;28(1):3-8.
86. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Investig Clin Dent.* 2018;9(3):1-9.
87. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Clin Research.* 2015;10(3):23.
88. Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Invest.* 2013;17(1):177-83.
89. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Clin Research.* 2015;10(1):18.
90. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Austral Dent J.* 2011;56(s1):23-30.
91. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: A retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011;27(10):1031-7.
92. Decup F, Gaucher C. Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes. *Real Clin.* 2014;(4):279-87.
93. Singh H, Kaur M, Markan S, Kapoor P. Biodentine: A Promising Dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci.* 2014;2(5):140.
94. Weisrock G. Les matériaux de substitution dentinaire qui disparaissent totalement à la fin du traitement. *Société Odontologique de Paris.* 2013;3.
95. Tarcin B, Gumru B, Peker S, Ovecoglu H. Evaluation of Radiopacity of Bulk-fill Flowable Composites Using Digital Radiography. *Oper Dent.* 2016;41(4):424-31.
96. Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater.* 2002;18(3):227-38.
97. Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J.* 2015;12(2):71-80.
98. Jürgen M, Reinhard H. Composites « Bulk Fill » nouvelle technique d'utilisation dans les régions latérales. *Swiss Dent J.* 2014;124:29-37.
99. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(8):993-1000.
100. Van Ende A, De Munck J, Pedrollo D, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A

- Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95-109.
101. Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. *J Dent Research.* 2017;96(10):1085-91.
 102. Sabbagh J, Fahd J-C, Hajj M, Nahas P. Les composites en monocouche ou Bulk-Fill Partie 2-Propriétés physico-mécaniques et applications cliniques. *Bio Mater Clin.* 2017;2(1):2-11.
 103. Todd J, Wanner M. The future of composite technology. Ivoclar Vivadent, scientific documentation. 2014;3-40.
 104. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
 105. El-Damanhoury H, Moore B, El-Sahn N, El-Hassan MA, Aboul-Enein N, Habib A. Bonding Effectiveness of Silorane-Based Composite to Dentin. *Egypt Dent J.* 2009;55(4):16.
 106. Giachetti L, Russo DS, Baldini M, Goracci C, Ferrari M. Reparability of Aged Silorane With Methacrylate-Based Resin Composite: Micro-Shear Bond Strength and Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Oper Dent.* 2012;37(1):28-36.
 107. Kim E-H, Jung K-H, Son S-A, Hur B, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. *Restor Dent Endodontics.* 2015;40(2):128-35.
 108. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage Composite for Dental Application. *Dent Mater J.* 2007;26(2):149-55.
 109. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTM technology. *Dent Mater.* 2011;27(4):348-55.
 110. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in Dentistry: A Review. *Prim Dent J.* 2013;2(4):30-3.
 111. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater.* 2014;30(6):688-94.
 112. Fleming GJP, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater.* 2008;24(4):522-9.
 113. Camps J. Notions de biocompatibilité. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009;13.
 114. Toh W, Yap A, Lim S. In Vitro Biocompatibility of Contemporary Bulk-fill Composites. *Oper Dent.* 2015;40(6):644-52.
 115. Callet P. Couleur et apparence visuelle - Transparent, translucide, opaque. *Tech de l'ingénieur.* 2017.
 116. Lee Y-K. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected

- colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008;24(9):1243-7.
117. Campbell PM, Johnston WM, O'Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res.* 1986;65(6):892-4.
 118. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin Composites – Changes at 24 Hours Post Cure. *Oper Dent.* 2014;40(3):E92-101.
 119. Lassila LVJ, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of Flowable Bulk-filling Composites of Various Thicknesses. *chinese J dent res.* 2012;15(1):5.
 120. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dental Materials.* 2012;28(12):1292-300.
 121. Tiba A, Zeller GG, Estrich CG, Hong A. A Laboratory Evaluation of Bulk-Fill Versus Traditional Multi-Increment-Fill Resin-Based Composites. *J Am Dent Assoc.* 2013;144(10):1182-3.
 122. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(10):1176-82.
 123. Do T, Church B, Veríssimo C, Hackmyer SP, Tantbirojn D, Simon JF, et al. Cuspal Flexure, Depth-of-cure, and Bond Integrity of Bulk-fill Composites. *Ped Dent.* 2014;36(7):468-73.
 124. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *J Dent.* 2015;43(12):1511-8.
 125. Kim M-J, Kim RJ-Y, Ferracane J, Lee I-B. Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. *Dent Mater.* 2017;33(10):e373-83.
 126. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent.* 2013;38(6):618-25.
 127. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest.* 2013;17(1):227-35.
 128. Van Der Vyver P. Clinical application of a new flowable base material for direct and indirect restorations. *Int Dent SA.* 2010;12(5):18-27.
 129. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod.* 2015;40(4):262-70.
 130. Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, Säilynoja E. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;60:331-8.
 131. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of

- a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29(8):835-41.
132. Alkhudhairy FI, Ahmad ZH. Comparison of Shear Bond Strength and Microleakage of Various Bulk-fill Bioactive Dentin substitutes: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(12):997-1002.
 133. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *J Dent.* 2016;52:70-8.
 134. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent.* 2014;42(7):850-5.
 135. Heintze S, Monreal D, Peschke A. Marginal Quality of Class II Composite Restorations Placed in Bulk Compared to an Incremental Technique: Evaluation with SEM and Stereomicroscope. *J Adhes Dent.* 2015;17(2):147-54.
 136. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent.* 2011;39(10):643-7.
 137. Costa T, Rezende M, Sakamoto A, Bittencourt B, Dalzochio P, Loguercio A, et al. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. *Operative Dentistry.* 2016;42(2):143-54.
 138. Garoushi SK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: Load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontol Scand.* 2006;64(5):281-5.
 139. Christensen GJ. Using rubber dams to boost quality, quantity of restorative services. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(1):81-2.
 140. Weisrock G, Brouillet JL. le champ opératoire. *Inf Dent.* 2008;(42):25-8.
 141. Decup F, Gaucher C. Approche bioconservatrice des tissus pour les restaurations indirectes. *Real Clin.* 2014;(4):279-87.

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2019] – N°:

La place des composites Bulk Fill dans la réalisation du scellement dentinaire immédiat et de substituts dentinaires / **FODOR Alice.**- p. (111) : ill. (36) ; réf. (141).

Domaines : Prothèse - Biomatériaux

Mots clésRameau: Inlays (odontostomatologie) ; Onlays (odontostomatologie) ; Adhésifs dentaires ; Collages en odontostomatologie ; Matériaux dentaires : Résines en odontostomatologie

Mots clés FMeSH: Inlays ; Collage dentaire ; Résines composites

Résumé de la thèse :

Ce travail décrit les techniques de restauration indirectes visant à remplacer les restaurations directes et prothétiques conventionnelles, couplées aux techniques adhésives, permettant des restaurations de volume important tout en minimisant le risque d'échec.

Par ailleurs, ce travail détermine les principes d'optimisation, tels que le scellement dentinaire immédiat et la mise en place de substituts dentinaires qui ne font aucun doute sur leurs intérêts au sein de ces techniques. Cette optimisation passe par les propriétés physiques et mécaniques des matériaux employés.

Le but de cet ouvrage est donc de recenser les données concernant le défi actuel : étudier les propriétés et intérêts cliniques de nouveaux matériaux s'intégrant et imitant au mieux les aspects fonctionnels et esthétiques des tissus dentaires. Ainsi, les composites Bulk Fill sont étudiés dans leurs propriétés physico-mécaniques et esthétiques à travers la littérature.

Usuellement employés dans les techniques directes, ces matériaux récents semblent prometteurs quant à leur utilisation au sein des restaurations partielles adhésives postérieures par le chirurgien dentiste. Leur champ d'utilisation clinique par ce dernier mériterait donc d'être élargi.

JURY :

Président : Madame le Professeur Elisabeth DELCOURT-DEBRUYNE

Assesseurs : Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Monsieur le Docteur William PACQUET