UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2021 N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 10 Décembre 2021

Par Loïc BONNOR

Né le 04 octobre 1995 à Villeneuve d'Ascq – France

La technique build-up – Préalable à la reconstruction prothétique

JURY

Président : Monsieur le Docteur Pascal BEHIN

Assesseurs : Monsieur le Docteur Pierre HILDELBERT

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Directeur du Département facultaire d'Odontologie	:	Pr. E. DEVEAUX
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	-

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Responsable du Département d'**Odontologie Pédiatrique**
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie **Directeur du Département Facultaire d'Odontologie**

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**
C. CATTEAU	Responsable du Département de **Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.**
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Responsable du Département de **Dentisterie Restauratrice Endodontie**
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
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**
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
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 de mon jury,

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD *Section Réhabilitation Orale*
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Odontologie de l'Université Paris Descartes
Habilitation à Diriger des Recherches - Université de Lille
Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires - Paris Descartes
Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée - Paris Descartes

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

Monsieur le Docteur Pierre HILDELBERT
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD
Section Réhabilitation Orale
Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

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 Lille2

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales – Université Lille2

Certificat d'Etudes Supérieures 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 – U.S.A

Assesseur à la Formation Continue

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier des CSERD *Section Réhabilitation Orale*
Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master II « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux » - Université Lille2
Certificat d'Etudes Supérieures en Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

Assesseur Relations aux étudiants

Table des matières :

Introduction **12**

1 Contexte actuel de la dentisterie **13**

1.1 Le biomimétisme *13*
1.1.1 Définition 13
1.1.2 L'application du biomimétisme en chirurgie-Dentaire 13
1.1.3 Le gradient thérapeutique de Tirlet et Attal 14

1.2 Le substrat dentaire *15*
1.2.1 Email 15
1.2.1.1 Composition 15
1.2.1.2 Structure 16
1.2.1.2.1 L'émail prismatique 16
1.2.1.2.2 L'émail aprismatique 16
1.2.1.3 Macrostructure de l'émail 17
1.2.2 Dentine 18
1.2.2.1 Composition 18
1.2.2.2 Structure 18
1.2.2.3 Macrostructure 19
1.2.3 Propriétés physiques et mécaniques de l'émail 20
1.2.4 Propriétés physiques et mécaniques de la dentine 21
1.2.5 Jonction amélo-dentinaire 22
1.2.6 Biomécanique de l'organe dentaire 22

1.3 L'économie tissulaire. *24*
1.3.1 La lésion carieuse 25
1.3.1.1 Le curetage sélectif 25
1.3.1.2 Aide au diagnostic et au curetage sélectif 25
1.3.1.3 Instrumentation pour le curetage 26
1.3.2 Évolution des restaurations conventionnelles vers des restaurations adhésives 27

1.4 Démarche clinique *28*
1.4.1 Localisation 28
1.4.2 Architecture 29
1.4.3 Volume 30
1.4.4 Santé pulpaire 30
1.4.5 État parodontal 31

2 La technique du build-up **32**

2.1 Définition et démarche clinique du build-up *32*
2.1.1 Définition du concept 32
2.1.2 Le collage 35
2.1.2.1 Protocole de collage 37
2.1.2.2 Les différents systèmes de préparation du tissu dentaire 39
2.1.2.2.1 Mordançage 40
2.1.2.2.2 Primer/adhésif 40
2.1.2.3 Le choix du système adhésif 41
2.1.2.3.1 Email 41
2.1.2.3.2 Dentine 42
2.1.2.4 Optimisation du collage 47
2.1.2.4.1 Préparation de l'émail 47
2.1.2.4.2 Préparation de la dentine 47
2.1.2.4.3 Sablage 48

2.1.3 Les matériaux pour la technique build-up 49

2.2 Ever-x : un matériau idéal pour la technique build-up ? 50

2.2.1 Propriétés 50
2.2.2 Composition 52
2.2.3 Application 52
2.2.4 Indication 54
2.2.5 L'importance des fibres 54

2.3 Protocole clinique (illustration avec cas clinique) 56

3 Intérêts et limites du build-up 61

3.1 Intérêts 61

3.1.1 Économie tissulaire (reconstitution prothétique minimaliste) 61
3.1.2 Matériaux 61
3.1.2.1 Propriétés biomimétiques 61
3.1.2.1.1 Biocompatibilité pulpaire 61
3.1.2.1.2 Biomécanique 62
3.1.2.2 Retrait de polymérisation 62
3.1.3 Ré-intervention aisée 63

3.2 Limites 63

3.2.1 Les limites au collage 63
3.2.1.1 La boue dentinaire 64
3.2.1.2 Destruction de la couche hybride 64
3.2.1.3 Protocole sous digue 65
3.2.2 L'étendue du délabrement 66
3.2.2.1 Analyse du délabrement 66
3.2.2.2 Le ferrule 66
3.2.3 Usure de surface et rugosité 69

Conclusion 70

Références bibliographiques 71

Table des illustrations 79

Introduction

L'évolution et le développement des techniques adhésives a permis l'utilisation de nouveaux matériaux et l'apparition de nouvelles thérapeutiques. Celles-ci s'inscrivent dans une démarche clinique ayant pour objectif l'économie tissulaire en minimisant les effets iatrogènes et en pérennisant la dent sur arcade grâce à des matériaux mimant les propriétés physiques et biologiques de chaque tissu constitutif de la dent.

De manière générale, la perte de structure dentaire implique une restauration. Lors d'une lésion carieuse volumineuse, la perte de structure dentaire importante peut s'étendre à la chambre pulpaire notamment dans le cas d'une dent dévitalisée. Il est nécessaire d'effectuer une sélection des parois et de supprimer celles ne pouvant être support de la restauration. Cette perte de substance importante nécessite un comblement de la cavité par des matériaux de reconstruction recouverts par une restauration prothétique en céramique. Les travaux de Magne *et al.* préconisent une restauration de la dent avec des matériaux dont le comportement biomimétique est similaire à celui des différents tissus dentaires. Ainsi, la restauration de l'émail pourra se faire par de la céramique feldspathique ou vitrocéramique et celui de la dentine par des composites hybrides chargés. La technique build-up met donc en œuvre des matériaux bio-inspirés des propriétés mécaniques de la dentine afin de restaurer biomécaniquement celle-ci en conservant au maximum les parois dentaires saines.

Après avoir recontextualisé la dentisterie actuelle par l'énoncé des propriétés physiques des tissus dentaires et par la présentation de l'intérêt des concepts de biomimétisme et d'économie tissulaire. Ce travail aura pour but de décrire le développement de la technique build-up, les matériaux utilisés pour la mettre en œuvre et d'en évaluer son efficacité, en soulignant ses intérêts et ses limites.

1 Contexte actuel de la dentisterie

1.1 Le biomimétisme

1.1.1 Définition

Le terme “biomimétisme” décrit un mode d’exploration du vivant défini par Otto Schmitt. Dans la science, le biomimétisme a pour but de reproduire un modèle de référence. Il s’agit de se rapprocher le plus possible de manière artificielle d’un modèle observé à l’état naturel dans les organismes vivants.

La définition de biomimétisme est associée à celle de bio émulation : c’est la reproduction de la nature par biomimétique [1]. Le biomimétisme est l’imitation ou la reconstitution biomécanique de la dent originale par une restauration.

1.1.2 L’application du biomimétisme en chirurgie-Dentaire

Le biomimétisme a été introduit en chirurgie dentaire par Magne et Belser en 2003. Il a pour but d’imiter au maximum l’organe dentaire dans ses dimensions biologiques, mécaniques, esthétiques et fonctionnelles [2].

Selon Magne et Belser, une altération d’un de ces 4 facteurs entraîne une répercussion sur les autres facteurs.

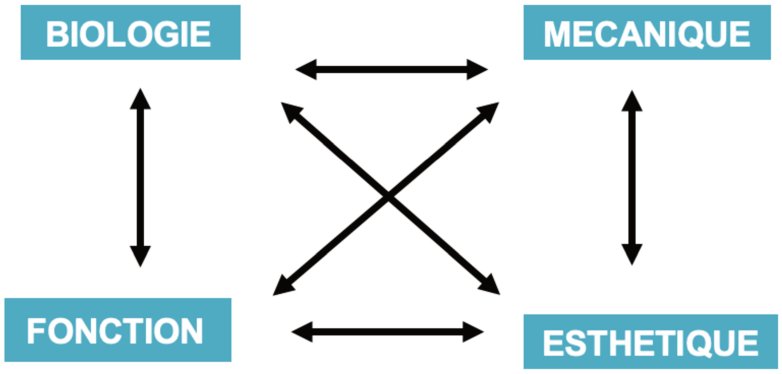

Figure 1 : Puzzle physiologique d’après Magne et Belser [2].

L'utilisation du biomimétisme en dentisterie consiste à reconstituer une dent lésée par des matériaux imitant l'organe dentaire dans ses propriétés optiques, biomécaniques et biologiques. Il préconise de remplacer l'émail par de la céramique feldspathique ou vitrocéramique et la dentine par des composites hybrides chargés [3].

Un des objectifs de la biomimétique en dentisterie est de reconstituer le complexe dentine-émail, donc de retrouver la dureté de l'émail, la flexibilité de la dentine et la jonction amélo-dentinaire qui la composent [2]. Le collage a permis de reproduire de façon biomimétique l'union entre les structures dentaires et les matériaux de reconstitution.

L'amélioration perpétuelle des matériaux permet au chirurgien-dentiste de reproduire de la façon la plus fidèle possible l'organe dentaire en respectant son opacité, sa translucidité, les teintes ainsi que les propriétés mécaniques qui lui appartiennent.

1.1.3 Le gradient thérapeutique de Tirlet et Attal

Le gradient thérapeutique a été défini par Tirlet et Attal dans le but de faire évoluer la dentisterie moderne. L'économie tissulaire est devenue une priorité dans la mise en place du traitement. Les solutions thérapeutiques ont donc été classées selon un axe longitudinal de la moins mutilante à la plus mutilante.

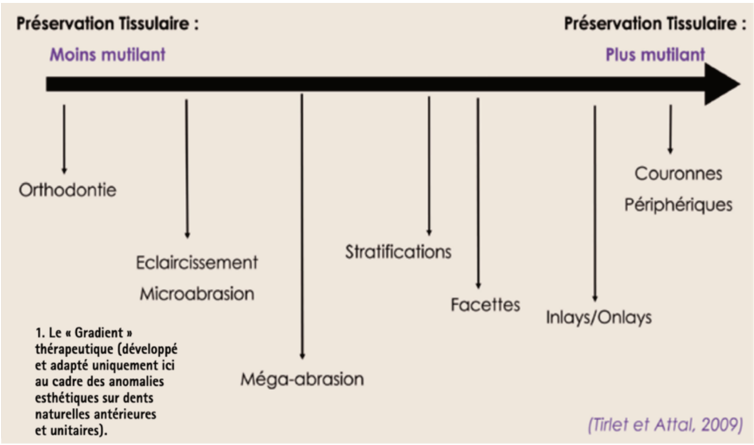

Figure 2 : Gradient thérapeutique décrit par Tirlet et Attal en 2009 [4].

Le concept du gradient thérapeutique consiste à guider la réflexion des chirurgiens-dentistes dans la prise en charge thérapeutique des patients afin d'assurer une préservation tissulaire maximale.

1.2 Le substrat dentaire

Il est composé de différents tissus dentaires comme nous pouvons l'observer sur la figure suivante :

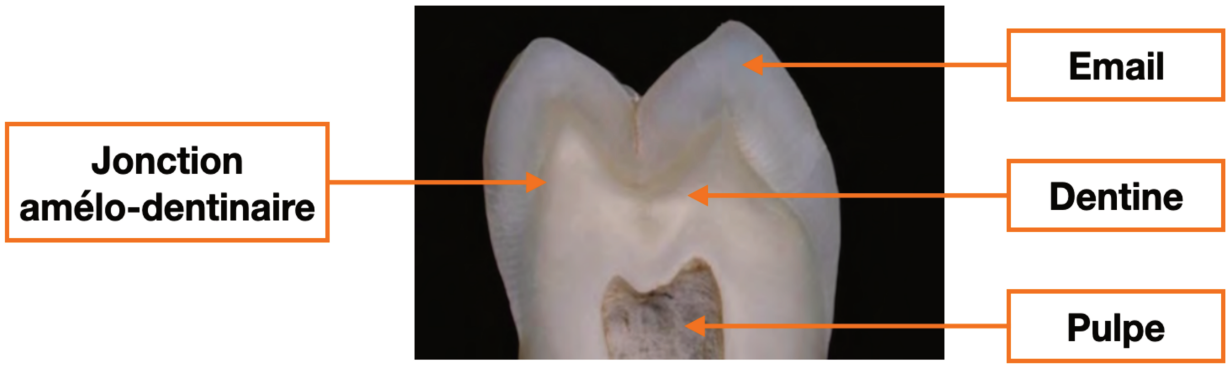

Figure 3 : Coupe d'une couronne dentaire [5].

1.2.1 Email

1.2.1.1 Composition

L'émail est un tissu acellulaire, minéralisé, non vascularisé. Il compose la couche extérieure de la dent dont l'épaisseur varie en fonction de sa localisation. Elle est plus épaisse au niveau des cuspides et s'affine dans les parties cervicales [6].

Le tissu amélaire est constitué de 3 phases :

- Une phase minérale composée à plus de 96% d'hydroxyapatite. Ce qui lui donne les propriétés de tissu le plus minéralisé et le plus dur du corps humain.

- Une phase organique qui compose 0,6 à 1% de l'émail dans laquelle on retrouve essentiellement des phospholipides et des glycoprotéines. Elle est impliquée dans l'amélogénèse [7].

- Une phase aqueuse qui compose 3,4 à 4% de l'émail en denture permanente [6].

1.2.1.2 Structure

La structure de l'émail répond à une hiérarchie bien établie composée d'un émail aprismatique et prismatique. Cette architecture confère à l'émail sa dureté et sa résistance aux forces masticatrices [8].

1.2.1.2.1 L'émail prismatique

Il est composé d'émail prismatique et interprismatique :

L'émail prismatique est une structure qui n'apparaît qu'en présence du prolongement de Tomes. Les prismes constituent les sous-unités structurales de l'émail (diamètre de 3 microns), tandis que les monocristaux et les cristallites sont les éléments de base qui vont s'imbriquer pour former les plus petits nano- et microcomposants (à l'échelle de Angströms) [8].

L'émail interprismatique vient entourer l'émail prismatique soit totalement, soit partiellement [8].

1.2.1.2.2 L'émail aprismatique

L'émail aprismatique est constitué de cristallites. On le retrouve de part et d'autre de l'émail prismatique et il est constitué donc :

- Un émail aprismatique interne situé en regard de la jonction amélo-dentinaire, celle-ci minéralise sans qu'il y ait de contact direct avec les cristallites de la dentine.

- Un émail aprismatique externe qui correspond à la transition où les améloblastes ne différencient plus de prolongement de Tomes. Il se situe en surface coronaire. La fin de sécrétion s'accompagne de l'amplification de l'émail interprismatique au détriment des prismes qui s'amenuisent et finissent par disparaître [8].

1.2.1.3 Macrostructure de l'émail

L'émail est dit convexe. Ses surfaces convexes et arrondies le renforcent car il s'agit d'un tissu qui est soumis à des contraintes masticatoires [9].

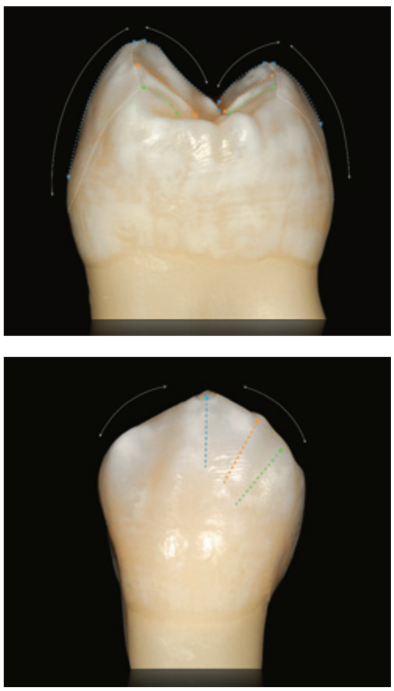

Figure 4 : Mise en évidence des surfaces convexes de l'émail [9].

1.2.2 Dentine

La dentine est le tissu se situant sous la couche de l'émail au niveau coronaire et sous le cément au niveau radiculaire.

Elle comporte en son centre la pulpe de la dent avec laquelle elle forme le complexe dentino-pulpaire [10].

1.2.2.1 Composition

La dentine est composée de différentes phases :

- A 70% de matière minérale du poids total de la dentine. Elle est constitué essentiellement de minéraux,
- A 20% de matière organique du poids de la dentine. Elle est constituée à 90% de collagène et 10% de protéines non collagéniques,
- A 10% d'eau.

La dentine est moins minéralisée que l'émail, ce qui ne lui confère pas les mêmes propriétés physiques et mécaniques. Nous les développerons ultérieurement [11].

1.2.2.2 Structure

La dentine est synthétisée par les odontoblastes. Il s'agit d'un tissu cellulaire innervé dépourvu de vascularisation.

Sa particularité est de présenter des canalicules appelé tubulis dentinaires habités par un prolongement cellulaire des odontoblastes. Ces tubulis naissent au niveau de la pulpe en direction de la jonction amélo-dentinaire. Ils sont donc responsables de la perméabilité en permettant des mouvements hydriques du fluide dentinaire mais également de la sensibilité du tissu grâce au prolongement

odontoblastique. Les canalicules dentinaires sont soit rectilignes, soit incurvées et leur nombre par micromètre-carré varie aussi selon le type de dentine [12].

Cette organisation de la dentine lui confère des propriétés de sensibilités extérieures qui peuvent être thermiques ou physico-chimiques.

1.2.2.3 Macrostructure

La face extérieure de la dentine est de forme concave comme l'illustre la figure 5. Ces reliefs concaves et pointus apportent une stabilité à l'émail [6].

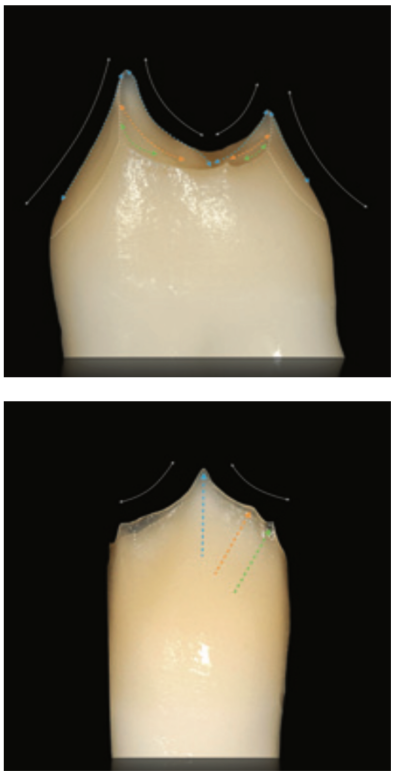

Figure 5 : Mise en évidence des surfaces concaves de la dentine [9].

1.2.3 Propriétés physiques et mécaniques de l'émail

- Caractéristiques mécaniques :

L'émail composé de cristaux d'hydroxyapatite est très rigide et par conséquent très cassant, il ne subit presque aucune déformation. Les charges subies lors de la mastication sont donc transmises à la dentine sous-jacente.

L'émail est un tissu dur résistant (jusqu'à 1850 MPa), qui peut accepter quelques déformations élastiques allant jusqu'à 8% et plastiques jusqu'à 5%. Le tissu de l'émail est un tissu presque indéformable [13].

- Module d'élasticité :

La valeur du module de Young est la capacité d'un corps à se déformer de façon réversible. Elle est de 84,1 GPa pour l'émail en moyenne [6].

Figure 6 : Illustration montrant les phénomènes de flexibilité et résilience de l'émail d'après Magne et Belser [1].

1.2.4 Propriétés physiques et mécaniques de la dentine

La dentine est composée d'un réseau de tubulis dentinaires de diamètre et de densité variable de la JAD à la pulpe dentaire. La dentine profonde a une densité plus élevée que la dentine superficielle, elle est donc moins rigide et moins résistante mécaniquement [11].

Les fibres de collagènes agissent comme un bouchon sur les fissures et confèrent à la dentine des propriétés de résilience, flexibilité et résistance qui lui sont propres [14].

Ces propriétés mécaniques du gradient expliquent que les cavités profondes présentent un risque accru de fracture. La prise en charge de ces délabrements doit donc être réalisée avec des matériaux plus adaptés.

Par ailleurs la dentine accepte des déformations élastiques allant jusqu'à 40% et plastiques jusqu'à 18%. Ce qui revient à dire que la dentine est plus en capacité à accepter une déformation que l'émail. Ces propriétés donnent une ténacité plus importante à la dent.

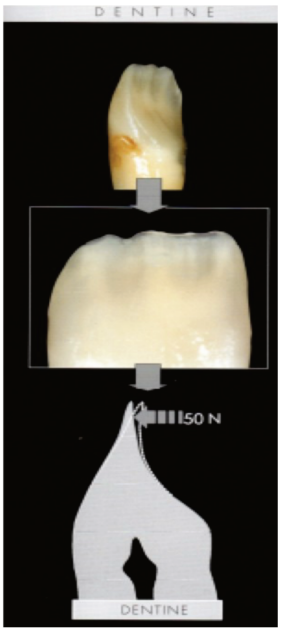

Figure 7 : Illustration montrant les phénomènes de flexibilité et résilience de la dentine d'après Magne et Belser [1].

Sa résistance allant jusqu'à 800 MPa, elle est deux fois plus faible que l'émail [9,13]. La dentine présente un module d'élasticité de Young moyen de 18,1 GPa [15].

1.2.5 Jonction amélo-dentinaire

La jonction amélo-dentinaire est une interface entre deux tissus : l'émail et la dentine avec deux propriétés très différentes. Elle est moins minéralisée que l'émail ou que la dentine. Mais elle est plus riche en matrice organique.

L'émail et la dentine sont donc imbriqués l'un avec l'autre par l'intermédiaire de multiples faisceaux de collagène sous forme de festons convexes vers la dentine ce qui forme la jonction amélo-dentinaire. Cette jonction a un rôle important dans la résistance aux forces occlusales.

1.2.6 Biomécanique de l'organe dentaire

L'organe dentaire formé par le complexe émail-dentine est composé de deux tissus de propriétés différentes sur le plan bio-mécanique mais ces propriétés sont complémentaires.

Il peut, par l'intermédiaire de ses tissus, répondre aux contraintes occlusales. Lors de la sollicitation mécanique d'une dent saine, les premières forces sont transmises au desmodonte puis par la suite aux tissus dentaires. Ils subissent différentes déformations plus ou moins importantes. Grâce aux différents modèles d'élasticité et de plasticité, l'organe dentaire peut répondre à ces contraintes [16].

L'émail est un tissu très dur, résistant à l'usure. Il permet de pallier aux forces occlusales et donc à la mastication. L'épaisseur de l'émail varie en fonction de sa localisation et du type de dent (incisive, canine, prémolaire ou molaire) pour pouvoir répondre le mieux possible aux contraintes qui lui sont induites.

La jonction amélo-dentinaire va permettre de stopper la propagation des fissures éventuellement présentes dans l'émail pour qu'elles ne se transmettent pas à la dentine sous-jacente. La jonction amélo-dentinaire constitue donc un obstacle à la propagation des fissures [13].

La dentine est à elle seule trop ductile pour supporter les forces masticatrices. A l'inverse l'émail se révèle trop cassant. L'association des deux tissus par l'intermédiaire de la jonction amélo-dentinaire constitue la biomécanique de l'organe dentaire [1,9]. Cette architecture assure une protection contre les points de fissures [9].

L'étude de Kono *et al.* nous montre que les cuspides appuis ont une épaisseur d'émail plus importante que les cuspides guides [17] .

La perte d'une partie de l'émail lors de l'apparition d'une lésion carieuse ou d'une reconstitution par matériaux de substitution induit une fragilité de la dent et un risque de développement de fracture.

L'étude de Reeh *et al.* a démontré que l'absence d'une crête marginale provoque une perte de 46% de rigidité de la dent et que dans le cas d'une cavité MOD elle s'élève à 63% [17,18].

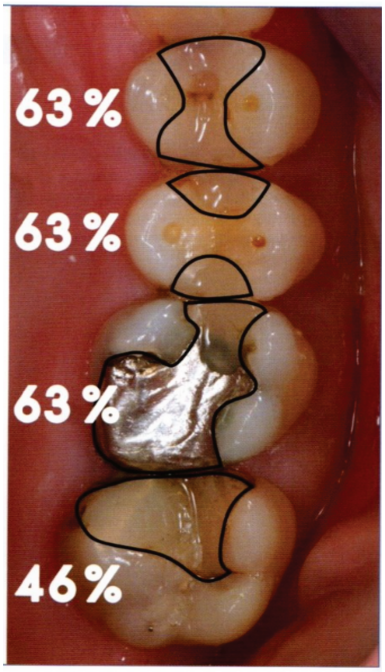

Figure 8 : Photo montrant la perte de résistance de la dent en fonction de sa perte tissulaire d'après O. Etienne [10].

1.3 L'économie tissulaire.

L'économie tissulaire appelée dans la littérature "minimal-invasive" est de plus en plus présente dans la prise en charge des pathologies en chirurgie dentaire. L'idée est de réaliser des thérapeutiques les moins invasives ou iatrogènes possibles. Le choix des thérapeutiques guidées aujourd'hui par le gradient thérapeutique a pour objectif final de pérenniser les dents sur les arcades dentaires. L'apport des systèmes adhésifs dans la levée partielle ou totale des théories mécanistes régissant jusqu'alors la conception des reconstitutions prothétiques a permis de répondre à ce nouvel impératif d'économie tissulaire.

1.3.1 La lésion carieuse

La lésion carieuse est un problème de santé publique des plus répandus dans le monde car elle est qualifiée par l'OMS comme une pandémie touchant tous les continents et toutes les catégories socio-culturelles. Il s'agit d'une maladie infectieuse qui se traduit par une déminéralisation de la dent suite à une infection par le biofilm bactérien de la plaque dentaire des tissus de la dent. Ce processus aboutit à plus ou moins long terme à une perte de substance irréversible [19]. La lésion carieuse doit être traitée en éliminant chirurgicalement le tissu dentaire déminéralisé et en le remplaçant par des matériaux de reconstitution biocompatibles pour lui restituer sa forme et sa fonction [20].

1.3.1.1 Le curetage sélectif

Le curetage carieux s'effectue le plus souvent avec des fraises carbures de tungstène, multi-lames à faible vitesse, sous irrigation et avec une faible pression [19]. Il s'inscrit dans la logique de l'économie tissulaire en effectuant un curetage partiel de la lésion. Les récents matériaux bioactifs nous permettent de stopper l'évolution de la lésion et donc de favoriser le développement de dentine tertiaire afin d'économiser au maximum les tissus dentaires.

1.3.1.2 Aide au diagnostic et au curetage sélectif

Le diagnostic de la lésion carieuse passe par un examen minutieux des surfaces dentaires après un séchage complet. Il faut savoir observer les changements de teinte, de translucidité et d'état de surface dentaire pour orienter le diagnostic.

La radiographie, examen complémentaire de faible fiabilité, permet de confirmer le diagnostic d'une carie grâce à l'apparition d'une zone de radio clarté au niveau du tissu dentaire. Elle permet également de constater son étendue ainsi que sa proximité avec le complexe dentino-pulpaire [19].

L'utilisation de colorant pour détecter la carie a aussi été proposée afin d'aider le praticien à cibler le tissu carieux et ce afin de permettre une éviction complète de la carie. Cette technique opératoire serait un élément qui permet d'éviter le développement de carie secondaire. Cependant l'utilisation de ces colorants nécessite des précautions particulières. Il a été démontré dans une étude [21] que les colorants ne se fixent pas sur les bactéries cariogènes mais plutôt sur le collagène associé à la matrice organique déminéralisée de la dentine. Ils indiqueraient donc la présence de dentine affectée c'est-à-dire déminéralisée sous l'action des acides bactériens. Ils ne permettraient donc pas une élimination complète des bactéries cariogènes.

Il a été aussi mis en évidence que la dentine saine circumpulpaire et la dentine saine à la jonction amélo-dentinaire pouvaient être colorées en raison de la proportion plus élevée de matrice organique naturellement présente en ces endroits. Il est clair que l'utilisation systématique de ces colorants, sans une compréhension de leurs limites distinctes entraînerait une élimination excessive de la structure dentaire saine et une probabilité accrue à l'exposition mécanique de la pulpe [21].

1.3.1.3 Instrumentation pour le curetage

Le curetage carieux s'effectue avec des instruments rotatifs montés sur contre-angle. Il s'agit des fraises multi-lames à carbure de tungstène.

Initialement ces fraises étaient métalliques, récemment on a vu apparaître ce même type de fraises en céramique. Elles ont l'avantage de provoquer moins de vibrations sur la dent et donc moins de risque de sensibilité post opératoire.

Le curetage peut aussi être effectué à l'aide d'un instrument de sablage. Après une éviction carieuse, la cavité obtenue est bien souvent contre-dépouilles.

1.3.2 Évolution des restaurations conventionnelles vers des restaurations adhésives

Avec l'arrivée du système adhésif, nous avons pu nous libérer des contraintes mécanistes de rétention pour laisser place au système adhésif beaucoup moins délabrant.

Les matériaux qui n'ont pas de potentiel adhésif nécessitent une préparation avec un délabrement des tissus sains plus importants, et ce afin d'obtenir une bonne rétention du matériau.

Le système adhésif a permis de s'affranchir de cette contrainte et donc de favoriser l'économie tissulaire.

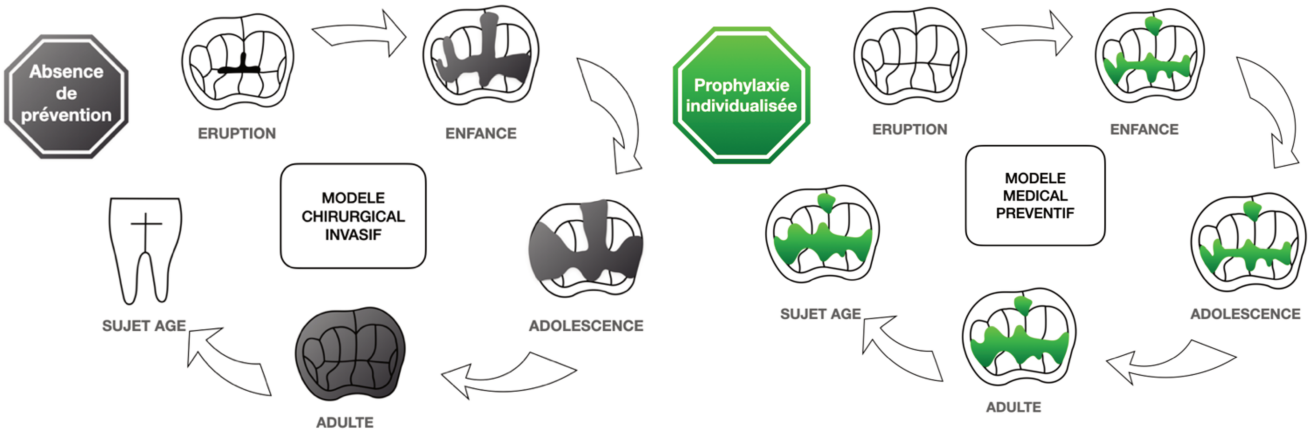

Figure 9 : Modèle chirurgical invasif et modèle préventif, décrit par Lasfargues [20]

Le modèle décrit par le professeur Lasfargues met en confrontation deux modèles de dentisterie : le premier chirurgical invasif et un autre modèle plus conservateur et préventif.

Le modèle chirurgical invisif consiste, après avoir diagnostiqué une lésion carieuse, à procéder à son éviction dans le but de faire une reconstitution. Ce choix thérapeutique entraîne « une mort programmée » de la dent.

Pour le modèle préventif l'objectif premier va être de prévenir l'apparition des caries et de limiter leur développement ainsi que l'apparition de caries secondaires. Tout cela va passer par l'éducation et la sensibilisation du patient à l'hygiène bucco-dentaire. Dans le cas de lésion carieuse, les matériaux de reconstruction adhésifs ou bioactifs nous permettent d'entrer dans une démarche d'économie tissulaire et de pérennité de la dent [20].

1.4 Démarche clinique

Il est nécessaire d'analyser la cavité avant de commencer toute préparation. Il faut donc choisir la bonne forme d'aménagement tissulaire en fonction de la restauration adhésive. Le praticien va donc évaluer la localisation, l'architecture et le volume de la perte de substance [22].

1.4.1 Localisation

La conservation des parois résiduelles n'est pas la même en fonction de la localisation de la dent sur l'arcade, qu'elle soit située au maxillaire ou mandibulaire. En effet, l'inclinaison des parois vestibulaires et buccales varie, la dentine sous-jacente est différente selon les deux arcades. Le praticien doit donc adapter la forme de la préparation [22].

De même, les forces occlusales, qui ne sont pas les mêmes dans les secteurs prémolaires ou molaires influent sur la préparation de la cavité et sur sa reconstitution. Les cuspides guides nécessitent un recouvrement par la reconstitution. A cet endroit, les parois résiduelles doivent nécessairement être effondrées [23].

1.4.2 Architecture

L'architecture de la cavité renvoie à l'analyse des parois restantes et de la limite cervicale.

Après le curetage il nous reste différentes parties de la dent en fonction de son délabrement. Celles-ci peuvent être les crêtes marginales, les parois axiales, le plafond de la chambre pulpaire ou encore les cuspides. La conservation des parois restantes s'établit sur différents critères. La présence ou non d'anomalies morphologiques, l'épaisseur, la position, la présence de fêlures ou de fissures doit être évaluée.

A la suite de cette inspection,

- L'épaisseur des parois résiduelles doit être d'un millimètre en occlusal alors qu'en cervical une épaisseur de deux millimètres est nécessaire.

- Les cuspides guides nécessitent un recouvrement par restauration, elles sont donc effondrées en vue de la préparation pour le build-up.
- Les crêtes marginales sont des renforts très importants pour la résistance mécanique des dents postérieures. Si celles-ci sont conservables, il est préférable de les renforcer avec une reconstitution build-up en composite [23].

Figure 10 : Mesure de l'épaisseur des parois restantes grâce à un compas d'épaisseur d'après Ferraris [22].

1.4.3 Volume

La profondeur de la cavité est le facteur le plus critique. Au-delà de trois millimètres de profondeur la dent perd sa résistance naturelle.

Une dent traitée endodontiquement est plus fragile et sa restauration nécessite des matériaux plus adaptés pour retrouver la résistance physiologique de la dent [18].

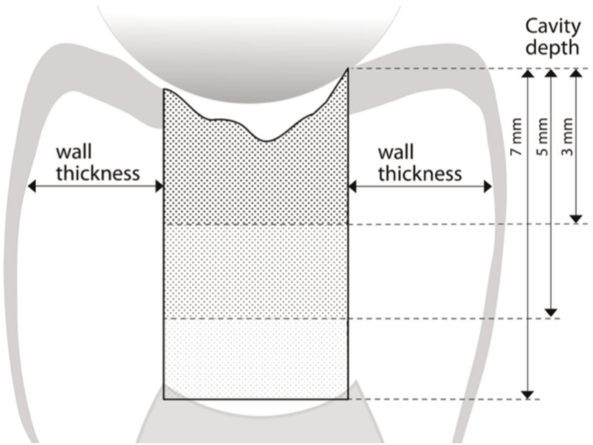

Figure 11 : Schéma représentant la profondeur des cavités [18].

1.4.4 Santé pulpaire

Lors du curetage, les tubulis dentinaires sont exposés et cela augmente les risques de sensibilité pulpaire post-opératoire. Pour limiter ces risques, il est conseillé de mettre en place un scellement dentinaire immédiat qui a pour vocation de bloquer les tubulis dentinaires. Cela crée une zone hybride qui augmente l'adhérence des produits de collage [24].

1.4.5 État parodontal

Le parodonte est le tissu de soutien de la dent. Il tient une place importante dans la restauration. Un brossage adapté assure un parodonte sain et un bon soutien de la dent restaurée.

Un bon état de santé parodontale se traduit par une gencive de couleur rose, uniforme ayant un aspect piqueté en peau d'orange. La couleur de la gencive varie en fonction des ethnies. La gencive est festonnée avec les papilles inter-dentaires saines [25].

La limite de la préparation a son importance dans la préservation du tissu parodontal. On priorise les limites supra ou juxta gingivales pour nous permettre d'obtenir une bonne isolation de la dent avec la mise en place d'une digue. De plus, la présence d'émail périphérique nous permet d'optimiser le collage [26].

Après avoir développé les propriétés du tissu dentaire et l'intérêt de la dentisterie à reconstruire la dent selon des principes biomimétiques, nous allons nous intéresser à une nouvelle technique restauratrice adhésive qui a vu le jour récemment : la technique build-up.

2 La technique du build-up

2.1 Définition et démarche clinique du build-up

2.1.1 Définition du concept

Le build up est un concept permettant de reconstituer le cœur de la dent par des matériaux bio-inspirés. Il s'agit d'une reconstitution préalable à la pose d'un élément prothétique (couronne périphérique, inlay/onlay ou directe (composite/ verre ionomère). Une reconstitution build-up permet donc de reconstruire l'essentiel de la partie coronaire de la dent facilitant ainsi la restauration ultérieure au moyen d'une solution prothétique indirecte [27]. Le build-up est donc une reconstitution purement coronaire se différenciant de la technique de réalisation du composite à tenons fibrés ou à l'inlay-core puisqu'il ne comporte pas de forage et donc de tenon. Le comblement de la cavité n'implique pas de mise en dépouilles des parois résiduelles. Il s'agit donc d'une thérapeutique additive ou l'ajout de matériaux permet une élimination limitée de tissu dentaire sain [28].

Les techniques de reconstitution par composite à tenon réalisées au niveau des dents traitées endodontiquement comportent l'utilisation d'un tenon pour augmenter la résistance à la fracture mais implique un délabrement supplémentaire de la dent traitée. La littérature actuelle montre que l'utilisation d'un tenon n'augmenterait pas la résistance à la fracture et pourrait même être responsable d'un affaiblissement de la racine lié au forage induisant une perte de dentine radiculaire. Cette perte de structure dentaire affecte la rigidité de la dent et réduit sa résistance mécanique tout en augmentant donc le risque de fracture [28].

Les travaux effectués par Pascal Magne montrent que la mise en place d'un tenon ne permettait pas d'avoir une meilleure résistance [28]. En effet, la résistance à la fracture entre le groupe de dents reconstituées avec un tenon chargé en fibre et un composite fluide dual (MFP) et le deuxième groupe de dents

reconstituées avec un composite sans tenon fibré (MHB) serait identique. La charge de rupture moyenne entre les deux groupes n'est pas significativement différente [28].

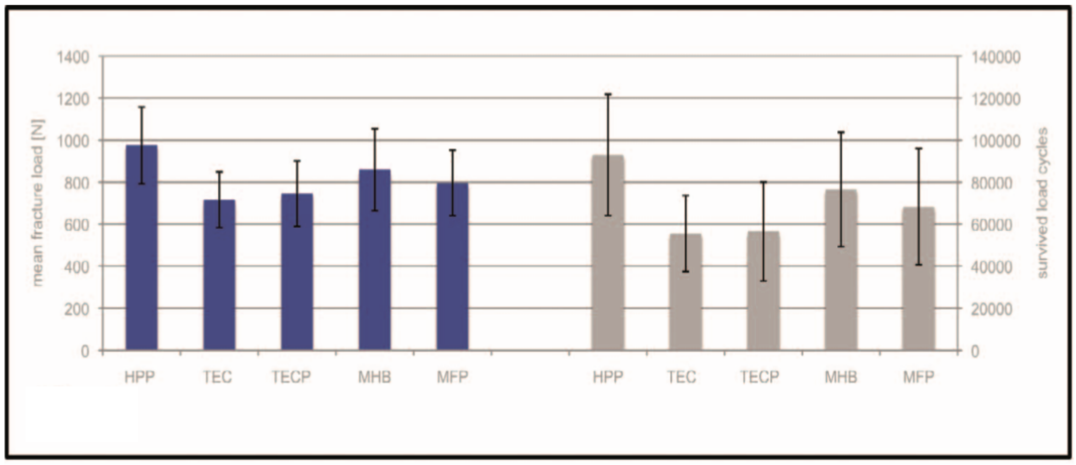

Figure 12 : Diagramme reprenant le nombre de charges moyennes pour une fracture (bleu) et le nombre moyen de cycles de survie (gris) pour les groupes MFP et MHB [28]

D'autres travaux similaires ont obtenu les mêmes résultats à savoir que l'ajout d'un tenon ne permet pas d'obtenir une meilleure résistance à la fracture [29,30].

Salameh *et al* (2006) ont comparé la résistance à la fracture de molaires mandibulaires restaurées avec des composites en résine avec ou sans tenons par la technique directe. Ils ont conclu que la résistance est principalement affectée par le nombre de parois résiduelles, et que la présence ou l'absence de tenons en fibre de verre n'affectent pas la résistance à la fracture [31].

Cette même étude évalue aussi la gravité des fractures, elles sont classées en trois types:

- La fracture irréversible qui nécessite l'extraction de la dent.
- La fracture avec réparation éventuelle correspondant à une rupture adhésive avec un fragment mineur.
- La fracture dite réparable assimilée à une fracture cohésive et/ou adhésive de la restauration uniquement.

Enfin, cette étude montre encore que les dents reconstituées avec du composite sans tenons présentent moins de fractures irréversibles et plus de fractures réparables que les dents reconstituées avec des tenons fibrés.

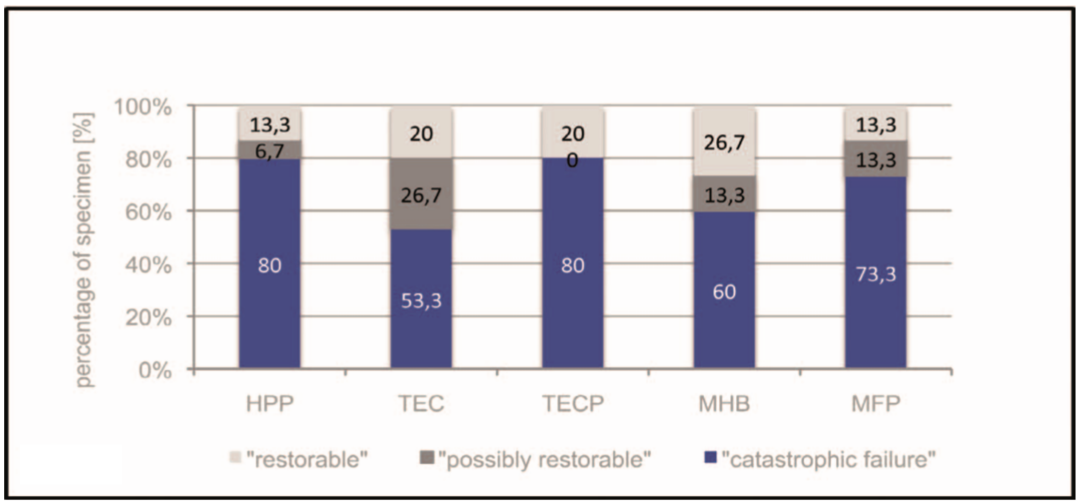

Figure 13 : Diagramme reprenant les types de fractures en fonction du type de reconstitution [28].

L'intérêt du build-up est donc d'éviter les contraintes liées au tenon tout en augmentant les mêmes résistances et propriétés mécaniques globales de la dent reconstruite par ajout de matériaux inspirés des propriétés de la dentine [28].

2.1.2 Le collage

Le collage est devenu un acte quotidien du chirurgien-dentiste. La couche adhésive permet une protection contre la contamination bactérienne mais aussi contre les sensibilités pulpaires. Les systèmes adhésifs ajoutés au composite permettent de combiner deux substrats : dentaire et céramique, ces deux substrats étant de nature et de propriétés différentes.

L'adhésion est définie comme l'ensemble des interactions physico-chimiques permettant de lier deux matériaux différents. Alors que l'adhérence correspond à l'énergie nécessaire à la scission de ces deux mêmes corps. Le système adhésif ainsi que le composite de collage constituant la couche hybride permettent de favoriser les contacts en créant une couche intermédiaire.

Le collage a pour but de créer un joint adhésif. Cela consiste à l'assemblage de deux substrats : l'adhérent qui est le substrat sur lequel est appliqué l'adhésif (émail, dentine).

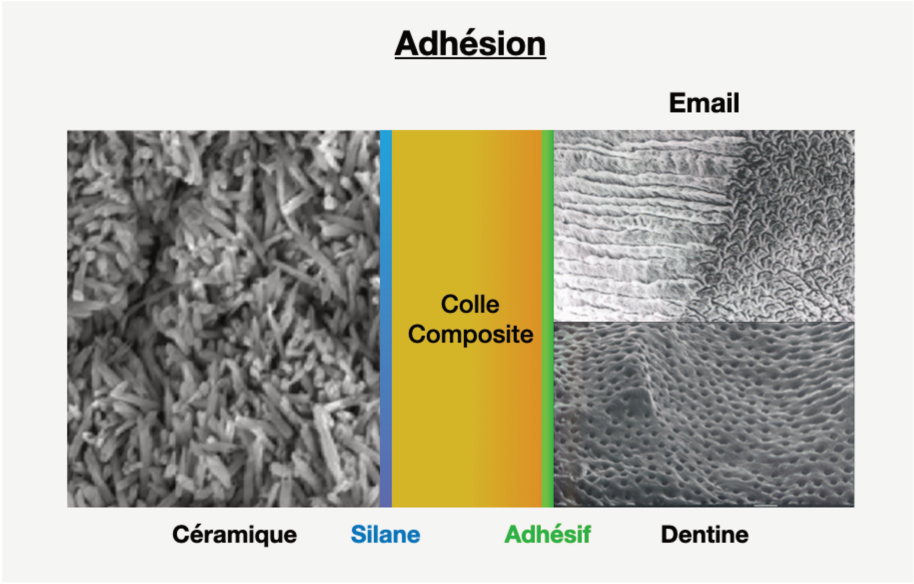

Figure 14 : Adhésion formée entre l'émail et la céramique mordancée.

Les adhésifs sont des monomères de résine qui relient un matériau de restauration avec un substrat dentaire grâce au phénomène de polymérisation [32].

La mouillabilité :

La mouillabilité est la capacité pour une surface donnée à être « mouillée » c'est-à-dire qu'un liquide s'étale sur une surface. Elle est définie par l'angle de contact formé entre la surface et le liquide. Plus l'angle est faible, moins bonne est la mouillabilité.

La mouillabilité dépend de l'énergie de surface ou de la tension superficielle du solide. Il s'agit de l'énergie nécessaire pour rompre les molécules de liaison du liquide.

Il est primordial de gérer la mouillabilité lors d'un collage. Plus la mouillabilité est élevée, plus l'adhésif peut s'étaler sur le substrat et donc améliorer considérablement l'adhérence. Un traitement de surface est donc nécessaire afin d'augmenter la mouillabilité.

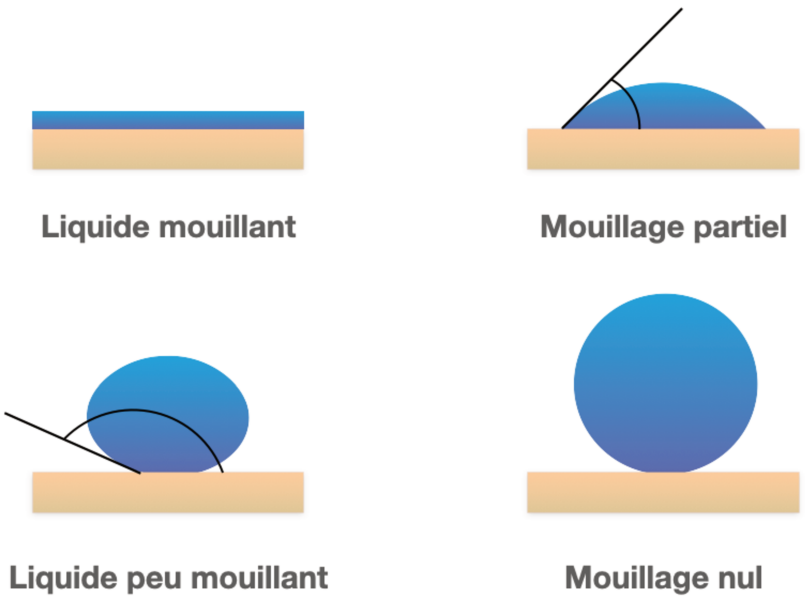

Figure 15 : Mouillabilité de différentes surfaces (inspiré des cours de l'Université du Québec à Chicoutimi)

Cependant la qualité du contact entre les deux substrats varie en fonction de leurs morphologies et de la viscosité des matériaux utilisés [33].

L'adhésion chimique :

L'adhésion chimique montre qu'il existe une liaison intermoléculaire plus ou moins forte entre l'adhésif et les différentes surfaces dentaires. Cela met donc en évidence une proximité entre les molécules concernées.

C'est le cas des adhésifs contenant du 10-méthacryloyloxy-décyldihygrogène phosphate (10-MDP) ou des colles auto-adhésives capables de se lier au calcium de l'hydroxyapatite [34].

L'adhésion mécanique :

Elle a été mise en avant par McBain et Hopkins, elle explique la rétention par l'enchevêtrement du système adhésif/résine de collage au sein des anfractuosités du substrat [35]. Lors de la polymérisation il y a une imbrication du système adhésif avec la surface dentaire (émail ou dentine) qui assure la cohésion entre ces deux éléments.

2.1.2.1 Protocole de collage

Le collage se déroule en plusieurs étapes, avec une application de plusieurs matériaux successifs sur la surface dentaire.

Le protocole de collage comprend :

- En premier lieu la préparation des surfaces avec un sablage puis l'application d'un agent acide.
- En seconde intention l'utilisation d'un primer d'adhésion permettant de lier le substrat à l'adhésif et la pose d'un adhésif qui est constitué de monomères résineux. Celui-ci s'infiltre dans le substrat dentaire et assure la liaison avec la résine de collage.

Plus en détail, le protocole de collage du système M&R III représente le système adhésif le plus complet et dont les résultats sont qualifiés de très satisfaisants dans la littérature :

1. Pose de la digue : il est nécessaire de mettre en place un champ opératoire afin de garder la préparation et la future zone adhésive isolée de la salive ou autres fluides qui pourraient compromettre un collage optimal.

2. Sablage de la préparation avec une poudre d'albumine à 25 microns de diamètre et sous 2 à 4 bar de pression.

3. Rinçage.

4. Mordançage à l'acide ortho phosphorique, 30 secondes sur l'émail et 15 secondes sur la dentine.

5. Rinçage abondant et séchage.

6. Application du primer à l'aide de micro-brush puis séchage léger à l'aide de la seringue à air.

7. Application de l'adhésif.

8. Photo polymérisation de l'adhésif.

2.1.2.2 Les différents systèmes de préparation du tissu dentaire

La classification est basée sur le nombre d'étapes nécessaires à la préparation des surfaces dentaires.

- Les systèmes dits « M&R » : ils impliquent un mordançage puis un rinçage. Le primer est quant à lui associé à l'adhésif (M&R II) ou non (M&R III).

- Les systèmes « SAM » : ils sont dits auto-mordançants. Ils ne nécessitent pas d'étape de rinçage. Ils peuvent soit combiner l'adhésif et le primer (SAM II) ou combiner acide, primer, adhésif (SAM I)

- Les adhésifs universels : ils peuvent être utilisés avec un mordançage et un rinçage ou bien avec un système auto mordançage.

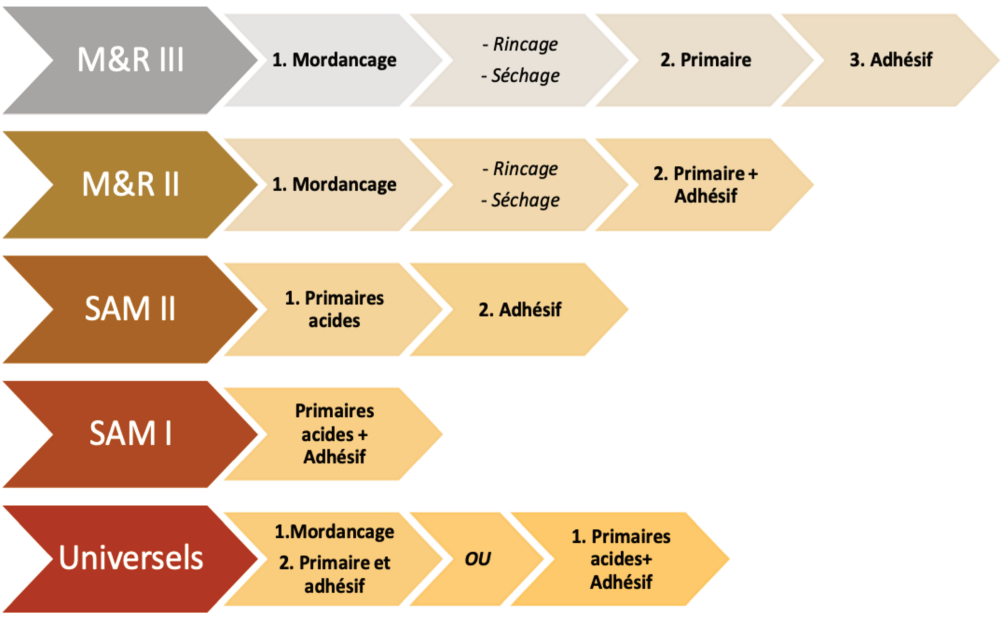

Figure 16 : Récapitulatif des différents systèmes adhésifs et leurs étapes cliniques [5].

2.1.2.2.1 Mordançage

Afin d'améliorer l'adhésion, Buonocore *et al.* indique l'utilisation de l'acide phosphorique à 85% [36]. Celui-ci permet d'améliorer la rétention d'une résine acrylique sur l'émail.

L'interaction des adhésifs dentaires avec l'émail résulte de l'infiltration des monomères de résine dans les microporosités laissées par la dissolution de l'émail et des cristaux d'hydroxyapatites exposés à l'acide phosphorique [37,38].

Le mordançage permet donc de traiter la dentine et l'émail avec un gel acide phosphorique. Le but est d'éliminer la boue dentinaire et de déminéraliser les cristaux d'hydroxyapatite les plus superficiels afin que le primer et l'adhésif puissent pénétrer les tissus [32].

2.1.2.2.2 Primer/adhésif

Après le mordançage un mélange de monomères de résine primer/adhésif est mis en place. Il pénètre dans les espaces laissés par le mordançage entre les fibres de collagènes et les cristaux d'hydroxyapatites. Cette infiltration donne naissance à un tissu hybride fait de collagène, de monomère de résine et d'hydroxyapatite.

La mise en place de cette couche hybride entraîne une diminution de la sensibilité post-opératoire, une meilleure adaptation marginale et peut agir comme un tampon élastique qui compense la rétraction de polymérisation du composite .

2.1.2.3 Le choix du système adhésif

Le choix du système adhésif influence la qualité et la valeur d'adhérence du collage [42].

La qualité du collage dépend aussi de la qualité des tissus présents. Dans le cas du build-up le collage s'effectue sur l'émail mais principalement sur la dentine saine, radiculaire et sclérotique.

2.1.2.3.1 Email

L'émail étant un tissu hautement minéralisé et non humide, il constitue un excellent substrat pour le collage [42]. De nombreuses études démontrent qu'un mordançage préalable augmente considérablement le potentiel adhésif. Celui-ci inclus dans le protocole du système M&R peut aussi être fait préalablement au système SAM afin d'augmenter son adhésion [43].

Comme les systèmes SAM et universel ont des propriétés moins acides, ils ne permettent pas d'obtenir un mordançage favorable au micro enchevêtrement de la résine [43].

Selon les études, les systèmes adhésifs qui semblent présenter le meilleur potentiel adhésif sur un émail sain sont M&R. Ils obtiennent des valeurs supérieures au système SAM [42,44,45].

2.1.2.3.2 Dentine

2.1.2.3.2.1 Dentine saine :

Cependant si le protocole M&R est idéal pour l'émail, il ne l'est pas pour la dentine.

On peut émettre quelques réserves pour le système M&R :

- La mise en œuvre est longue et de ce fait très praticien-dépendance.
- Il y a un risque que le mordançage soit trop agressif pour la dentine qui est moins minéralisée, ce qui peut provoquer des sensibilités post opératoires importantes.
- L'infiltration des monomères de résine étant moins importante que la profondeur de mordançage, cela a pour conséquence que les fibres de collagènes sans contenu minéral ne sont pas protégées par les monomères résineux (nanoleakage). Il y a donc une altération de la couche hybride [46].

Le système SAM (I et II) quant à lui :

- permet une déminéralisation et une infiltration des monomères simultanées, ce qui réduit les étapes et est donc moins praticien-dépendant.
- L'utilisation de SAM « doux » contenant du 10-MDP, permet de moins déminéraliser la dentine et donc d'éviter les sensibilités post-opératoires.

Le SAM I n'a pas eu de résultats assez satisfaisants en terme d'adhérence.

Le système M&R III ainsi que le SAM II sont les systèmes adhésifs à utiliser en priorité lors du collage sur de la dentine saine. Ils se révèlent être les systèmes les plus complets, avec les meilleurs résultats cliniques.

2.1.2.3.2.2 Dentine radiculaire

Pour une reconstitution de type build-up après un traitement endodontique, le tissu substrat au collage est la dentine cervicale radiculaire qui est de morphologie similaire à la dentine coronaire profonde. Le collage est plus délicat à effectuer notamment à cause de l'utilisation de certains matériaux durant les soins. Des résidus de ces matériaux, qui ne seraient pas retirés complètement, affectent la polymérisation et l'interaction entre la dentine et le système adhésif, notamment l'eugénol lors du traitement endodontique [47,48]. De plus, l'humidité canalaire n'est pas négligeable [47]. L'utilisation de scellement à base d'eugénol a été limitée en faveur de scellement à base de résine. Elle n'inhibe pas la polymérisation des résines composites.

Les agents de mordançage provoquent une élimination partielle de la dentine péritubulaire et entraînent un élargissement des tubulis dentinaires. De plus, ils déminéralisent la dentine intertubulaire et exposent l'échafaudage des fibres de collagène. Ces deux mécanismes permettent d'augmenter la résistance de l'adhésion résine-dentine radiculaire. La pénétration du marqueur de résine est une étape importante. L'adhésion est obtenue par la formation de la couche hybride sur la dentine intertubulaire lors de la pénétration puis de la polymérisation des monomères adhésifs hydrophiles et hydrophobes dans le réseau de collagène exposé.

Les systèmes adhésifs MR3 (mordant, primaire et adhésif) pourraient être considérés comme la référence en matière de collage sur la dentine coronaire car ils présentent moins de défauts marginaux après un an et une meilleure étanchéité marginale après trois ans. Cependant plusieurs études semblent privilégier les systèmes auto-mordançants et auto-adhésifs qui sont plus performants que les systèmes de mordançage et de rinçage dans le canal radiculaire car ils sont moins sensibles à l'environnement radiculaire humide.

De plus, l'application sur la dentine radiculaire d'une solution de chlorhexidine ou d'éthanol peut améliorer la durabilité de la liaison lorsqu'un système auto-mordançant est utilisé. La chlorhexidine inhibe la dégradation

causée par les métalloprotéinases de la matrice dentinaire, et l'éthanol facilite une meilleure pénétration des monomères hydrophobes dans la dentine. L'utilisation d'EDTA et de NaOCl peut éliminer plus efficacement la couche de boue radiculaire, ce qui permet d'améliorer la force de rétention lors de l'utilisation d'un ciment résine auto-adhésif. [47]

Le système à privilégier lors d'un collage sur de la dentine est le système auto-mordançant II avec au préalable une application de chlorhexidine et d'éthanol.

2.1.2.3.2.3 Cas particulier de la dentine sclérotique

La dentine sclérotique se retrouve bien souvent à la suite d'un processus carieux surtout chez les sujets âgés. Cette dentine est caractérisée par une oblitération des tubulis, ce qui gêne la formation de tags de résine nécessaires à la rétention micromécanique [49]. Elle peut aussi se caractériser par une couche superficielle hyper-minéralisée résistant aux agents mordançants [50].

En conséquence, l'adhésion sur une dentine sclérotique est toujours plus faible [51]. L'adhésion micromécanique étant compromise [49], il est donc plus judicieux d'opter pour une adhésion chimique avec un système adhésif contenant du 10-MDP (Panavia V5 de chez Kuraray). Il pourrait être conseillé d'augmenter le temps de mordançage préalable dans le cas du M&R II et d'effectuer un prétraitement à l'acide phosphorique en cas de SAM [52]. Cependant des études effectuées sur le système SAM II et M&R II ne montrent pas de meilleurs résultats pour ce protocole [50].

L'adhésion sur la dentine sclérotique reste un protocole dont les résultats demeurent incertains. L'utilisation du système SAM II au 10-MDP permettrait d'améliorer celui-ci [53].

Récapitulatif des différents tissus soumis à l'adhésion lors de la technique build-up :

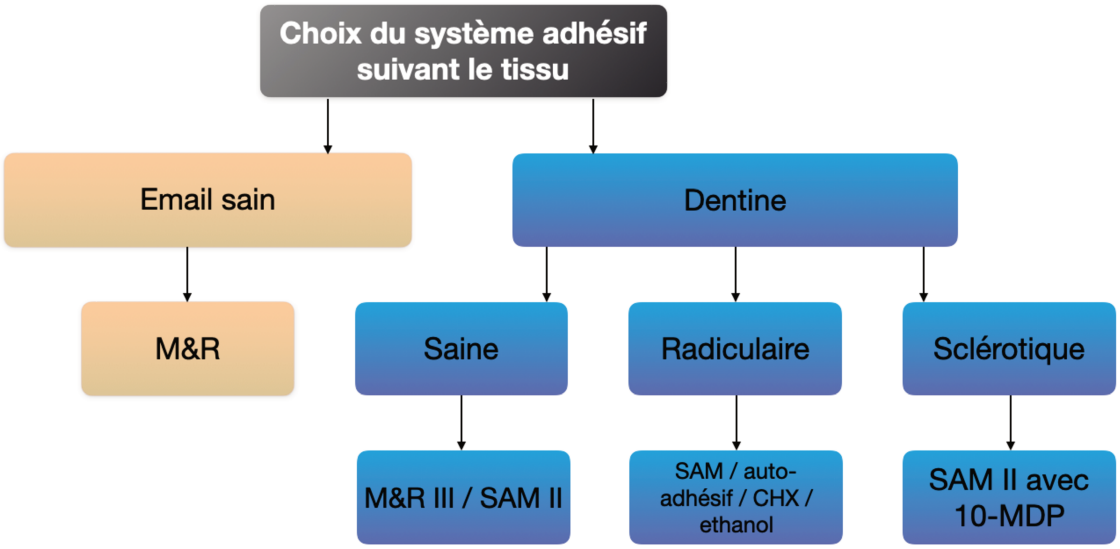

Figure 17 : Diagramme rappelant les systèmes d'adhésion les plus adaptés en fonction des différents types de tissus dentaires.

Le système adhésif à privilégier lors d'une reconstitution build-up est donc un système auto-mordançant II [14].

2.1.2.4 Optimisation du collage

2.1.2.4.1 Préparation de l'émail

Afin d'optimiser le collage, il est important comme vu précédemment d'effectuer un mordançage sélectif de l'émail [43].

2.1.2.4.2 Préparation de la dentine

Pour optimiser le collage sur la dentine, il est conseillé d'effectuer un scellement dentinaire immédiat. C'est une technique proposée depuis 1990. Elle consiste en l'application d'un système adhésif et d'un composite fluide le jour de la préparation de la dentine. Cette étape se fera immédiatement après le curetage carieux lorsque la dent est isolée de la salive et autres fluides buccaux par la digue [54].

Le scellement dentinaire présente de nombreux avantages dans le protocole de collage, il va notamment permettre [54] :

- D'effectuer un collage sur la dentine fraîchement préparée. Celle-ci constitue un meilleur substrat pour le collage.
- L'IDS permet une prépolymérisation des agents de liaison dentinaires, ce qui augmente la force de liaison [55].
- Le report de la mise en place de la restauration permet à la liaison dentine de se mettre en place sans stress durant la phase de restauration provisoire.
- Dans le cas où il est utilisé pour une couronne, l'IDS augmente considérablement la rétention.
- La dentine scellée par IDS permet d'éviter l'infiltration bactérienne et les sensibilités post-opératoires au patient.
- IDS permet au praticien de porter une attention particulière au collage sur la « zone humide » avec la dentine, tandis que le collage sur la

« zone sèche » de l'émail sera réalisé au moment du collage de la restauration.

Il faut préalablement appliquer de la chlorhexidine et de l'éthanol dans le cas d'un collage sur de la dentine radiculaire lorsque la dent a été traitée endodontiquement. [47]

2.1.2.4.3 Sablage

Le traitement des surfaces dentaires permet aussi d'optimiser le collage, notamment en effectuant un sablage de l'émail et/ou de la dentine pour augmenter le potentiel adhésif [56].

Le principe du sablage est d'envoyer un mélange d'air sous pression et des particules abrasives pour créer des micro-rugosités à la surface de l'émail et de la dentine. Le composé abrasif le plus utilisé pour le sablage est l'albumine pouvant aller de 50 microns pour l'émail à 27 microns pour la dentine. Les études montrent que le sablage doit s'effectuer avec des particules de 50 microns sous une pression de 2 ou 4 bars à une distance de 5 mm pendant une durée de 5 à 10 secondes [56–58].

Il présente des avantages :

- Il permet un nettoyage des surfaces dentaires qui peuvent présenter des débris organiques, du ciment temporaire, plaque dentaire…
- Il crée des micro-rugosités sur la surface de l'émail et augmente la rétention.
- Il facilite la pénétration de l'adhésif lors de l'utilisation du système SAM.

Les travaux de Sutil et Susin montrent que le sablage permet d'augmenter l'adhésion sur la dentine et sur l'émail quel que soit le système adhésif utilisé [56].

2.1.3 Les matériaux pour la technique build-up

L'architecture des cavités causées par la carie induit souvent une cavitation avec des contre-dépouilles. La technique build-up permet donc un comblement interne de ces contre-dépouilles avec des matériaux de types composites. Par la suite, dans un deuxième temps, l'analyse des parois permet de décider de la conservation ou non de certaines parois résiduelles.

De nombreuses résines ont été conçues pour effectuer ce comblement interne :

Les composites « Bulk Fill ou Bulk » sont des composites micro-chargés dont la particularité est de présenter moins de rétraction de prise lors de la polymérisation et ils sont aussi plus faciles à appliquer que les composites chargés. L'intérêt de ces composites est qu'ils pourront être mis en place sur une épaisseur de 4 mm et non de 2 mm comme indiqué pour les composites conventionnels.

Depuis peu, il est apparu sur le marché des composites chargés de micro-fibres de verre. Parmi eux, il y a le composite Ever-X postérieur commercialisé par la société GC. Ce nouveau composite se présente sous deux viscosités. Il est principalement utilisé dans les cavités profondes comme un substitut dentinaire. Ses micro-fibres lui confèrent des propriétés mécaniques proches de celles de la dentine radiculaire [14,59]. Il est mis en place après un scellement dentinaire dans le cas d'une dent pulpée. La polymérisation doit être effectuée avec une épaisseur maximale de quatre à cinq millimètres [14]. L'orientation des fibres de ce composite nous permet un contrôle du retrait de polymérisation, ce qui diminue le risque de perméabilité. Cette couche de composite nécessite la mise en place d'un composite de restauration comme un composite "bulk" car les fibres de l'Ever-X rendent possible les micro-infiltrations [59,60].

Les ciments à verre ionomère sont des matériaux aux propriétés intéressantes. Ils ne possèdent pas de résine mais un acide polyacrylique qui leur procure une meilleure adhésion à la dentine. Cette absence de résine

renforce leurs propriétés biologiques [61]. D'un point de vue biomécanique, la résistance à la flexion des CVIMAR allant de 120 à 200 MPa ne place pas le CVI comme un matériau de choix pour un substitut dentinaire [62].

2.2 Ever-x : un matériau idéal pour la technique build-up ?

2.2.1 Propriétés

Le composite Ever-X est un composite chargé en fibres courtes orientées aléatoirement. Il a été introduit dans le marché en 2013 [63]. Il permet de retrouver les propriétés élastiques de la dentine. Ces fibres augmentent la résistance mécanique des matériaux résineux [64].

L'objectif de ces fibres est de transmettre et de disperser l'énergie des forces masticatrices lors de la propagation de fêlures et donc de limiter leur progression [63,65].

Des études sur les propriétés des composites de remplissage montrent que le composite Ever-X a une résistance à la fracture élevée (2,4 MPa). Il présente aussi une résistance à la ténacité de rupture, à la flexion, un module d'élasticité, une résistance à la compression et une profondeur de polymérisation plus élevée que les composites de remplissage conventionnels ou bulk-fill. Néanmoins le composite Ever-X présente une plus forte profondeur d'usure que les autres composites utilisés lors de ces études [14,63,66–68]. De plus, le pourcentage de retrait volumique reste plus élevé pour le composite Ever-X que pour les composites conventionnels.

D'autres études effectuées sur les composites Bulk-fill nous montrent qu'ils présentent un module d'élasticité insuffisant [69] et un défaut de polymérisation [70].

Par ces études, le composite Ever-X présenterait des propriétés supérieures ou égales aux composites conventionnels. Mais ces résultats dépendent de la longueur et de l'orientation des fibres [65,66].

Ces résines fibrées imitent la structure de la dentine et sont recommandées pour être utilisées comme matériaux de base ou de reconstitution de noyau dans les grandes cavités des dents postérieures vitales ou non vitales [71].

A l'heure actuelle, les composites de résine renforcés par des fibres courtes orientées aléatoirement constituent un matériau de choix dans le remplacement de la dentine d'un point de vue mécanique et au niveau de la microstructure [14].

2.2.2 Composition

L'Ever-X est une matrice de résine contenant des Bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate (Bis-GMA), du triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) et du polymethylmethacrylate (PMMA), des fibres de verre E allant de 0,3 à 1,9 mm [14] discontinues et du verre de baryum à 74,2% de son poids et 53,6% de son volume [63]. Elle forme une matrice appelée semi-interprétation polymère réseau [72].

2.2.3 Application

La mise en place du composite Ever-X nécessite l'utilisation de la technique « super closed sandwich ». Il s'agit d'englober le composite Ever-X dans du composite conventionnel pour que celui-ci ne soit pas en contact avec les fluides buccaux [60].

Une étude a été réalisée par Magne *et al.* pour évaluer la résistance des reconstitutions au build-up en fonction de l'épaisseur de matériaux accumulés [73].

Cette étude distingue 3 types de reconstitutions :

- le premier avec une accumulation de 2mm de matériaux,
- le second avec 4mm de matériaux,
- le dernier étant la réhabilitation prothétique avec une endo-couronne.

Après un test effectué sur tous les groupes, aucune différence significative n'a pu être trouvée. Tous les échantillons ont survécu jusqu'à l'étape des 800 N. La charge maximale pour obtenir une rupture avec fatigue est de 2969 N et de 2794 N pour l'accumulation respective de composite Ever X de 4 et de 2mm [73]

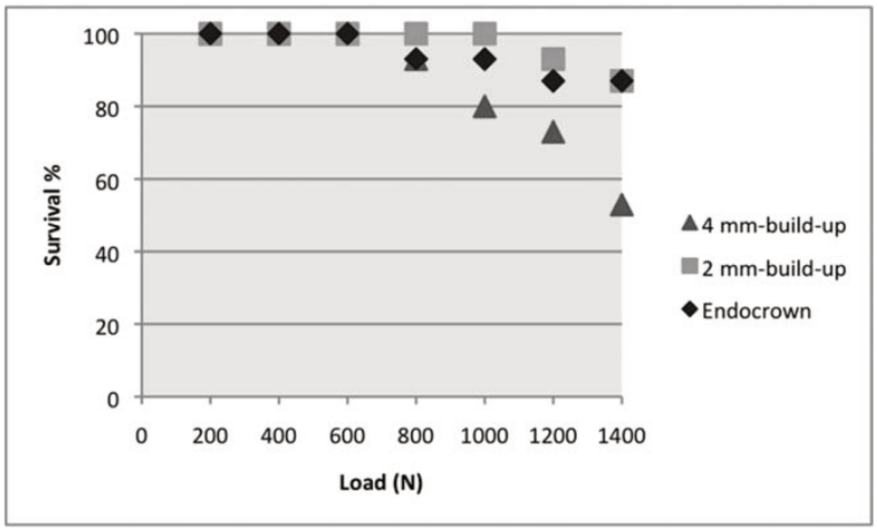

Figure 18 : Diagramme illustrant la survie du matériau en fonction du nombre de charges selon son application [73].

Pour optimiser le comportement biomécanique de la dent restaurée, il est important de préserver la structure dentaire coronaire et radiculaire intacte et de maintenir les tissus cervicaux pour créer un effet de virole [74,75]. Une augmentation significative de la capacité de charge a été observée lorsque seul un noyau composite était placé. Cela contribue à une augmentation de la surface de rétention pour résister à la charge statique [76].

L'intérêt principal du build-up est la reconstitution de dents fortement délabrées avec une grande économie tissulaire. Cette technique sans tenon ou sans forage radiculaire est basée sur les capacités adhésives des matériaux aux tissus dentaires résiduels.

Lorsqu'une dent est traitée endodontiquement une couche de 1 à 2mm est appliquée au contact de la gutta percha pour assurer une étanchéité du traitement endodontique [14].

La mise en place du matériau Ever-X se fait sur une épaisseur allant de 2 à 4 mm. Il nécessite un recouvrement de 1 à 1,5 mm de composite conventionnel.

2.2.4 Indication

Le matériau Ever-X a été conçu comme un matériau de comblement de dentine pour les zones soumises à de fortes contraintes occlusales [59]. Il s'applique aussi dans les grandes cavités postérieures sur des dents vitales et non vitales [72]. Il est donc principalement utilisé lorsque les cavités sont profondes et que la dent a subi une perte de structure dentinaire importante ce qui est dommageable pour le comportement biomécanique de la dent [14].

Il est donc indiqué dans [14] :

- La restauration de dents traitées par endodontie.
- La restauration de classe I et II de taille moyenne à grande.
- La restauration de protection et remplacement de cuspides.
- La reconstruction de la couronne anatomique.

2.2.5 L'importance des fibres

Les fibres ont un rôle important pour limiter l'extension des fissures lors de contraintes occlusales. L'énergie est dispersée le long des fibres.

Les fibres possèdent une résistance élevée à la rupture. Des particules de verre de silice ont été fusionnées thermiquement sur les surfaces des fibres afin de faciliter la silanisation et de rendre la surface des fibres plus rugueuse pour améliorer leur adhésion [77].

Les fibres contenues dans le composite peuvent être des fibres de nitrure de silicium ou des fibres de carbure de silicium. Il s'avère que la résistance à la rupture et à la ténacité des composites contenant des fibres de nitrure de silicium est plus élevée [77]. Cependant le module d'élasticité ainsi que la dureté est meilleure pour les composites comprenant des fibres de carbure de silicium [77].

Le niveau de remplissage des fibres [78], le rapport fibres/silices [68] ont un impact sur les propriétés du composite. La résistance augmente lorsque le rapport fibres/silice augmente.

La majorité des fibres utilisées en dentaire sont des fibres de verre E et S [79]. Leur surface permet une adhésion à la matrice de résine par l'intermédiaire des agents de couplage silane.

Le rapport hauteur/largeur des fibres a des conséquences sur la résistance à la traction et l'efficacité du renforcement du composite. Il doit être compris en 30 et 94 [63].

Le diamètre des fibres de verre utilisées en dentaire est compris entre 15 et 18 micromètres pour une longueur critique devant être comprise entre 0,85 et 1,09 millimètre [65]. Le composite Ever-X présente des longueurs de fibres allant de 0,3 à 1,5 mm [63].

L'efficacité du renforcement des résines dépend de la quantité de fibres dans la matrice [80], de la longueur des fibres [80], de la forme [81], de leur orientation [82] et de l'imprégnation des fibres dans la résine [83].

Les fibres courtes orientées aléatoirement fournissent un renforcement dans plusieurs directions au lieu d'une ou deux directions [84].

Une étude récente a montré que les fibres de verre E unidirectionnelles et bidirectionnelles continues doivent être recouvertes d'une couche de résine composite de remplissage particulaire d'une épaisseur supérieure à 2 mm afin d'éliminer le risque de décalage de teinte [79].

Les fibres de verre ajoutées au composite définissent les propriétés du composite fibré. Elles permettent de limiter la propagation des fissures, de diminuer le retrait de polymérisation. Leur surface permet aussi l'adhésion à la matrice des résines.

2.3 Protocole clinique (illustration avec cas clinique)

La prise en charge du build-up commence par la détection de la lésion carieuse. Une digue est mise en place, l'étanchéité est renforcée par l'intermédiaire d'une ligature (fig. 19).

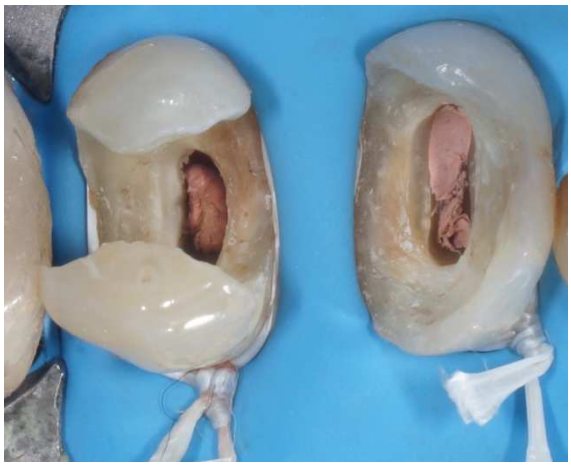

Figure 19 : Pose d'une digue avec ligature (Dr Boitelle).

Une matrice circonférentielle (Automatrix, Dentsply Sirona) ajustée en cervical à l'aide de téflon a été mise en place pour donner la convexité à la paroi. Cet ajustage cervical permet dans ces deux cas d'effectuer une légère remontée de marge pour avoir des limites cervicales plus visibles.

Figure 20: Photographie illustrant la mise en place des matrices circonférentielles avec ajustage cervical avec du téflon (Dr Boitelle).

Un composite conventionnel accompagné d'un peu de composite fluide au niveau de la limite cervicale des préparations a été appliqué selon la technique du « chasse-neige » afin d'augmenter les possibilités d'avoir le meilleur ajustage possible.

Figure 21: Mise en place du composite conventionnel accompagné d'un composite fluide au niveau des limites cervicales (Dr Boitelle).

Le composite de comblement est ensuite positionné au cœur de la dent ainsi que dans les contre-dépouilles. C'est le composite Ever-X commercialisé par GC qui est ici utilisé en application sur une épaisseur allant de 2 à 4 mm.

Figure 22: Mise en place du composite build-up Ever-X dans la chambre pulpaire (Dr Boitelle).

Enfin le composite conventionnel est appliqué afin de recouvrir le composite Ever-X. Comme vu précédemment, ce dernier ne doit pas être en contact avec les fluides buccaux afin de ne pas perdre ses propriétés mécaniques.

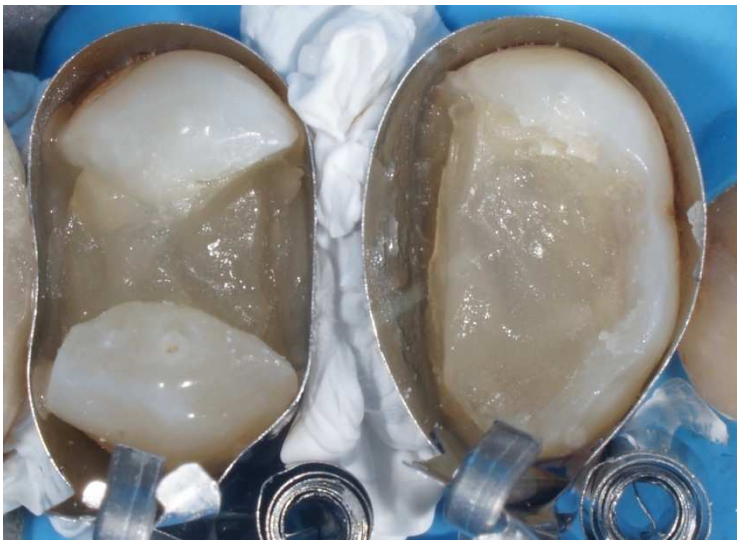

Figure 23: Recouvrement du composite Ever-X avec un composite conventionnel (Dr Boitelle).

Retrait des matrices circonférentielles pour réaliser la préparation en vue de l'empreinte.

Figure 24: Retrait de la matrice pour effectuer la préparation (Dr Boitelle).

Suite à la mise en place de cette infrastructure de composite par la technique build-up, les dents vont être préparées en vue de la pose d'une suprastructure prothétique de type overlay. L'analyse clinique des parois résiduelles va être le guide de cette préparation. Ainsi un recouvrement des cuspides a été ici choisi afin d'assurer une meilleure résistance mécanique de l'assemblage dent-restauration.

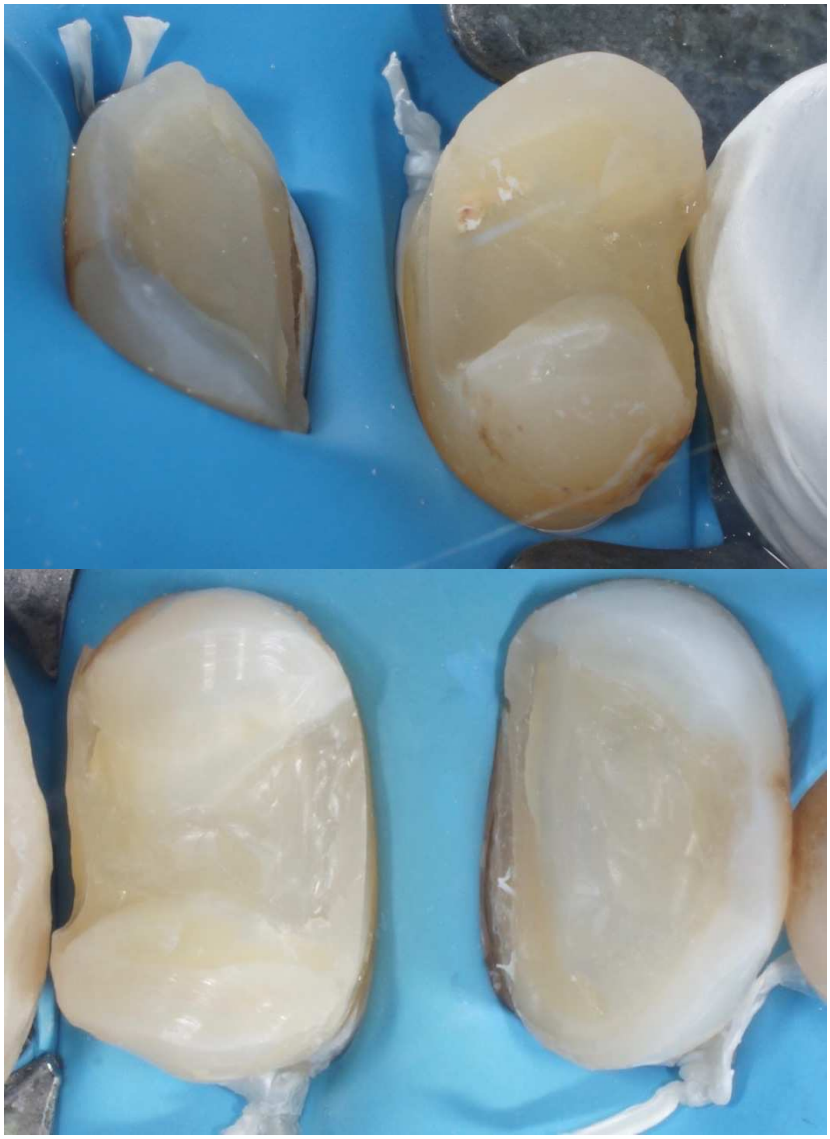

Figure 25 : Après mise en place de build-up et sélection des parois en vue occlusal et palatin (Dr Boitelle).

Enfin, deux overlays en dissilicate de lithium (E-max , Ivoclar Vivadent) sont assemblés aux dents par un protocole de collage avant le retrait de la digue, et le réglage occlusal ainsi qu'un polissage des marges.

Figure 26 : Reconstitution définitive avec des onlay e-max (Dr Boitelle).

La technique build-up, mettant en œuvre des matériaux et des techniques de pose particulière, apparaît donc comme une thérapeutique dont le protocole doit être rigoureusement réalisé. Comme pour toutes les techniques de soins nouvellement mises en place et pour une application la plus adéquate, il convient de souligner les intérêts de celle-ci mais surtout d'en dégager les limites.

3 Intérêts et limites du build-up

3.1 Intérêts

3.1.1 Économie tissulaire (reconstitution prothétique minimaliste)

Étant donné que le build-up se libère des contraintes mécanistes au profit de l'adhésion chimique, il permet une économie tissulaire notable. Lors du curetage carieux, l'intégralité des parois saines et suffisamment résistantes va être conservée pour servir de support au composite de comblement.

La reconstruction build-up augmente la longévité de la dent sur arcade, puisque la réduction iatrogène des parois est très limitée. Cette technique autorise la réalisation de plusieurs interventions sur une même dent avant d'atteindre le stade d'une couronne périphérique qui correspondrait au stade le plus délabrant sur le gradient thérapeutique.

3.1.2 Matériaux

3.1.2.1 Propriétés biomimétiques

Le build-up fait appel à des matériaux relativement récents de comblement dentaire (Ever-X et Bulk fill). Comme indiqué précédemment, les propriétés de ces matériaux permettent au build-up de se rapprocher le plus possible des propriétés de la dentine naturelle. Cette méthode s'inscrit donc dans une démarche biomimétique.

3.1.2.1.1 Biocompatibilité pulpaire

La technique build-up nécessite la mise en place d'un scellement dentinaire immédiat lors du traitement sur dent vivante. Son application permet d'éviter les sensibilités post opératoires. Cet IDS constitue de plus un meilleur support d'adhésion du composite fibré lors de sa mise en place ce qui donne aussi son intérêt pour les dents dévitalisées.

3.1.2.1.2 Biomécanique

Le matériau utilisé pour la reconstitution build-up notamment le composite chargé Ever-X présente d'excellentes propriétés mécaniques semblables à la dentine ce qui lui vaut le nom de substitut dentinaire. Ce matériau permet de retrouver des propriétés équivalentes de module d'élasticité, de ténacité à la rupture et de résistance à la compression relativement satisfaisante.

3.1.2.2 Retrait de polymérisation

Les restaurations en composite sont confrontées à un problème majeur : le retrait de polymérisation. Le rétrécissement de la résine composite actuelle est de 2 à 3 % [85]. Il est souvent à l'origine d'un joint non étanche. L'ajout de microfibres de verre dans la matrice du composite semble diminuer ce retrait de polymérisation tout en augmentant les propriétés mécaniques [86]. Par ailleurs, de nombreux facteurs affectent le retrait de polymérisation notamment la composition de la résine composite, la teneur en charge ainsi que la méthode de polymérisation [87–89].

L'ensemble des travaux effectués par Garoushi *et al.* montre que l'utilisation de fibres de verre permettrait de diminuer le retrait de polymérisation par rapport au composite conventionnel [72,90,91]. Notamment, l'inclusion des fibres courtes orientées de manière aléatoire permet d'absorber une partie des contraintes de polymérisation, ce qui a tendance à réduire les micro-fuites en améliorant l'adaptation marginale. Cependant, l'étude sur les micro-fuites semble controversée par des articles qui mettent en doute cette amélioration grâce aux fibres de verre. Enfin, d'autres études effectuées par Garoushi *et al.* indiquent bien que l'application conjointe d'un composite fibré et d'un composite conventionnel présentent moins de micro-fuites qu'un composite conventionnel appliqué seul [92,93].

Il est intéressant de noter que la profondeur de polymérisation du composite Ever-X ou des composites bulk-fill translucides est de 4 millimètres, ce qui présente un avantage lors de sa mise en place [94,95]. Il convient toutefois de

rester prudent et de limiter l'épaisseur les incréments afin d'optimiser la polymérisation et minimiser les retraits volumiques.

3.1.3 Ré-intervention aisée

La technique build-up est donc peu délabrante puisqu'elle favorise la conservation d'un maximum de tissu dentaire sain et mécaniquement résistant. Lors d'une éventuelle réintervention à la suite d'une lésion carieuse secondaire ou d'une fracture, la dépose du composite Ever-X ou composite conventionnel s'effectue aisément à l'aide d'une fraise boule diamantée montée sur turbine. Il est donc possible de procéder à la mise en place d'un nouveau composite chargé pour reconstituer de nouveau la dent.

La littérature montre qu'il faut privilégier les reconstructions de noyau directes car elles évitent les fractures radiculaires ou en limiteront leurs gravités par rapport aux reconstitutions corono-radiculaires avec des tenons coulés [30,96,97].

3.2 Limites

La technique du "build-up" et les matériaux mis en œuvre sont relativement nouveaux avec un recul clinique limité ne pouvant confirmer leur efficacité sur le long terme. Avant de mettre en pratique cette technique, il est nécessaire de prendre des précautions particulières et de faire un suivi rigoureux de ces thérapeutiques [27].

3.2.1 Les limites au collage

La dentine étant un tissu plus humide et plus organique que l'émail, elle comporte une quantité de matières organiques, principalement du collagène qui rend le collage plus difficile et moins efficace que sur l'émail [98],101].

3.2.1.1 La boue dentinaire

Lors du curetage carieux, un composant résiduel se forme sur la surface des tissus dentaires, appelé la boue dentinaire. Celle-ci oblitère les entrées des tubules dentinaires, et se dépose sur la surface de l'émail, réduisant leur perméabilité. La morphologie de la couche de boue est en grande partie déterminée par le type d'instrument qui la crée et par le site de la dentine où elle se forme [100,101].

Cette couche de boue constitue une barrière physique qui doit donc être dissoute ou rendue perméable afin d'avoir un contact direct entre le système adhésif et l'adhérent. La stratégie pour éliminer cette boue consiste à effectuer un mordançage et un rinçage de l'hydroxyapatite superficielle et ce, afin de pouvoir y appliquer l'adhésif. Une autre méthode consiste en l'utilisation d'un adhésif auto-mordançant qui va rendre la couche de boue perméable sans la retirer.

3.2.1.2 Destruction de la couche hybride

Les fibres de collagène faisant partie de la couche hybride ne sont pas toutes enrobées par la résine de collage (nanoleakage). Les fibres de collagène exposées sont donc les cibles d'enzymes protéolytiques d'origine endogènes : les matrix metalloproteinase (MMPs) libérées lors du curetage carieux [102]. L'activation de celles-ci est due à la déminéralisation des tissus dentinaires. Et elles sont à leur tour responsables de la destruction du réseau collagénique à cause de leur activité protéolytique [102].

Cependant, des études montrent la présence d'activité protéolytique en l'absence de dentine cariée. Le mordançage responsable de la création d'un milieu acide provoque l'activation de ces métalloprotéases ayant pour cible les fibres de collagènes non incluses dans le système adhésif [102].

Des contraintes physiques lors des forces mécaniques imposées par les cycles masticatoires, notamment les forces de cisaillements et de compressions

sollicitent de façon inévitable le système de collage. La dégradation de la résine de collage au sein de l'environnement buccal, est provoquée par le phénomène d'hydrolyse [102].

3.2.1.3 Protocole sous digue

Le protocole du build-up nécessite la mise en place d'un composite. Afin d'optimiser sa mise en place, il est nécessaire de mettre en place une digue afin d'avoir une bonne isolation afin de garantir l'adhésion du composite. L'étanchéité de la digue est indispensable pour éviter tout contact avec un liquide qui pourrait diminuer le collage mais aussi amoindrir les propriétés mécaniques des matériaux utilisés [65].

Si la mise en place de la digue n'est pas possible, une approche chirurgicale dite d'extrusion ou d'élongation pourra être évaluée [103].

Le collage s'effectue principalement sur la dentine radiculaire. Celle-ci pose plusieurs problèmes principalement liés aux propriétés du tissus (humidité) mais aussi au traitement endodontique qui aurait pu être réalisé. Comme énoncé précédemment l'utilisation d'un système auto-mordançant s'avère être la meilleure solution dans le cas d'un collage sur la dentine radiculaire car la liaison chimique avec un rinçage préalable avec de la chlorhexidine et de l'éthanol favorise l'adhésion.

3.2.2 L’étendue du délabrement

L’étendue du délabrement a un impact sur la prise en charge. Afin d’assurer une stabilité à la reconstruction coronaire définitive, il est important de pouvoir retrouver un effet ferrule.

3.2.2.1 Analyse du délabrement

La technique build-up est indiquée dès la présence d’une cavité de classe I ou II de moyenne ou grande étendue. Cela nécessite donc des parois dentaires saines servant de support au collage mais aussi permettant d’assurer la stabilité de la reconstruction définitive. Une analyse minutieuse des parois est un préalable indispensable à la technique et conditionne son succès.

3.2.2.2 Le ferrule

Un effet de « virole » est défini comme un "collier métallique de 360° de la couronne entourant les parois parallèles de la dentine et s'étendant coronairement à l'épaulement de la préparation " [96].

Les parois parallèles de la dentine s'étendent coronairement à partir du bord de la couronne et forment une "virole". Après avoir été entourée par la restauration, celle-ci fournit un effet protecteur en réduisant les contraintes à l'intérieur de la dent : c’est "l’effet ferrule" [104].

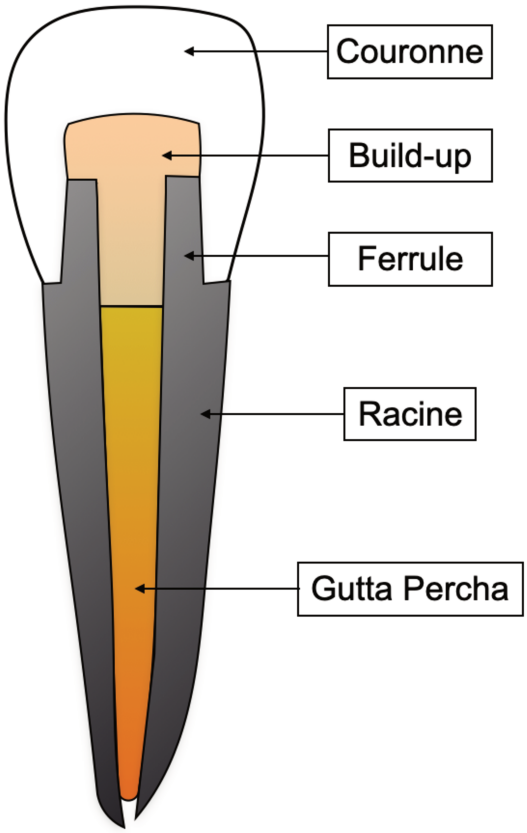

Figure 27: Schéma illustrant une dent avec une ferrule reconstituée avec la technique build-up.

En dentisterie, l'effet ferrule fait référence à la structure cervicale de la dent. Elle fournit une rétention, une stabilité et une surface de collage mais aussi une résistance globale de la restauration. Il s'agit d'un cerclage de 1 à 2 mm de hauteur de la partie cervicale de la dent saine. Il permet d'avoir une assise stable et durable de la reconstitution indirecte [105].

L'effet ferrule protège donc des fractures [105]. La littérature a démontrer qu'une ferrule de 1 à 2 mm augmente la résistance à la fracture de la dent [96,106–108]. L'importance de la ferrule dans la résistance à la fracture a été démontrée. On peut constater dans l'étude ci-dessous que ce n'est pas le tenon qui permet d'augmenter la résistance à la fracture mais bien la ferrule.

Dans le cas où la dent présenterait un délabrement trop important et sous gingival, plusieurs solutions sont envisageables:

S'il est impossible donc de recréer une ferrule complète, une ferrule incomplète est considérée comme la meilleure option en comparaison à l'absence totale de ferrule.

Afin de retrouver un effet ferrule adéquat si l'espace n'est pas suffisant, la meilleure solution est de recréer une ferrule dans le tissu dentaire et donc de procéder à une extrusion orthodontique plus favorable à l'allongement coronaire [96].

Il est possible de retrouver l'effet ferrule par la technique de remontée de marge afin d'avoir une limite supra-gingivale, donc plus lisible lors de la prise d'empreinte. La technique de remontée de marge a été décrite dans les travaux de Dietschi et Spreafico en 1998 et reprise par Magne *et al.* en 2012 sous le terme de « Deep Margin Elevation ». Cette technique consiste à remonter la limite de la préparation par ajout de composite conventionnel [109].

Dans une situation clinique où l'on cherche à reconstituer une dent, il est important de respecter tout d'abord l'espace biologique de 3 mm situé entre le bord de la couronne et la crête alvéolaire. A cela il faut ajouter les 1,5 à 2 mm de ferrule. Il faut donc laisser 4,5 mm minimum de structure supra-alvéolaire [97,104,106].

Les études démontrent que l'effet ferrule a plus d'importance sur la résistance à la fracture que la mise en place d'un tenon radiculaire [73]. L'objectif de la ferrule est d'améliorer l'intégrité structurelle de la dent sans pulpe en évitant les forces de levier fonctionnelles, l'effet de coincement des tenons coniques et les forces latérales exercées pendant l'insertion des tenons [106]. La technique build-up ne peut être réalisée que lorsque la dent présente un effet ferrule pour garantir une résistance à la fracture suffisante.

3.2.3 Usure de surface et rugosité

Le composite fibré est plus sensible à l'usure et à la rugosité de surface. De plus ces propriétés sont altérées au contact de la salive. Le composite fibré n'est donc pas indiqué en surface lors d'une reconstruction profonde. Il est nécessaire de mettre en place une composite conventionnel d'une épaisseur de 1 à 1,5 mm plus résistant à l'usure [14].

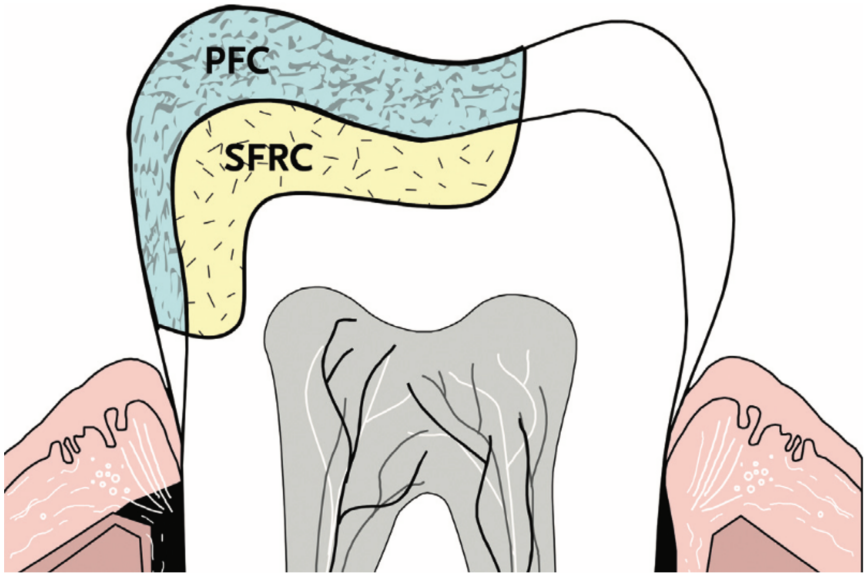

Figure 28: Restauration biomimétique directe avec un composite fibré et un composite conventionnel [14].

Conclusion

Les propriétés des tissus dentaires sont les références à imiter lors de reconstruction de la dent délabrée. Il est nécessaire de se rapprocher le plus possible des propriétés de rigidité de l'émail et de flexibilité de la dentine. Le collage permet la mise en place de composites, les propriétés de ceux-ci sont en constantes évolutions. L'utilisation de ces nouveaux composites fibrés et le protocole thérapeutique « build-up » permettent d'essayer de se rapprocher toujours plus de ce niveau d'exigence des soins actuels qui visent à coupler l'économie tissulaire et le biomimétisme.

Ce travail présente la technique build-up dont le but est d'imiter encore plus le modèle de la dent naturelle. L'utilisation de composite fibré pour cette technique permet d'en améliorer les résultats cliniques.

La technique build-up a néanmoins encore des limites liées aux techniques de collage et aux propriétés des matériaux de comblement utilisés. Il est donc important de continuer les recherches sur la composition des matériaux de comblement dentinaire ainsi que sur leur utilisation afin d'en restreindre leurs limites.

Références bibliographiques

[1] Magne P, Belser U. Restauration adhésives en céramique sur dents antérieures : Approche biomimétique. Paris: Quintessence international; 2003.

[2] Magne P. Porcelain Versus Composite Inlays/Onlays: Effects of Mechanical Loads on Stress Distribution, Adhesion, and Crown Flexure. Restorative Dent 2003;23(6):543-55

[3] Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Chicago: Quintessence publ: 2002.

[4] Tirlet G, Attal J-P. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. Inf Dent 2009;41:2561–8.

[5] Guetrot A. Optimisation du collage à l'émail et à la dentine. PhD Theses. Université Toulouse III-Paul Sabatier, 2018.

[6] Colon P, Lasfargues J-J. Odontologie conservatrice et restauratrice: Tome 1: Une approche médicale globale. Paris: CDP; 2009.

[7] Piette E, Goldberg M. La dent normale et pathologique. Bruxelles: De Boeck Supérieur; 2001.

[8] Goldberg M. Histologie de l'émail - Médecine buccale. Paris; EMC 2008;3(1):1-270.

[9] Bazos P, Magne P. Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. Eur J Esthet Dent 2011;6:8–19.

[10] Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. Paris: Quintessence international; 2017.

[11] Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. Nat Mater 2005;4:229–32.

[12] Goldberg M. Histologie du complexe dentinaire - Médecine buccale. Paris: EMC; 2016;11(6):1-24.

[13] Zaytsev D, Panfilov P. Deformation behavior of human enamel and dentin–enamel junction under compression. Mater Sci Eng C 2014;34:15–21.

[14] Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry: 9 - Fillings and core build-ups. Duxford, United Kingdom: Elsevier, Woodhead Publishing; 2017.

[15] Carreon AH, Funkenbusch PD. Nanoscale properties and deformation of human enamel and dentin. J Mech Behav Biomed Mater 2019;97:74–84.

[16] Attal J-P, Le Goff S. Les tissus dentaires à préserver lors de la réalisation des inlays/onlays : approche biomécanique. Réal Clin 2014;25:289–96.

[17] Kono RT, Suwa G, Tanijiri T. A three-dimensional analysis of enamel distribution patterns in human permanent first molars. Arch Oral Biol 2002;47:867–75.

[18] Forster A, Braunitzer G, Tóth M, Szabó BP, Fráter M. In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont 2019;28:325–31.

[19] Badet C, Richard B. Étude clinique de la carie. EMC - Dent 2004;1:40–8.

[20] Lasfargues J-J. Évolution des concepts en odontologie conservatrice : Du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. J Dent Qué 1999;36:65–77.

[21] Dorothy McComb BDS. Caries-detector dyes—how accurate and useful are they? J Can Dent Assoc 2000;66:195–8.

[22] Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesthetics clinical protocol. Int J Esthet Dent 2017;12:482–502.

[23] Krifka S, Stangl M, Wiesbauer S, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. Clin Oral Investig 2009;13:333–41.

[24] Thotakura SR, Mah T, Srinivasan R, Takagi Y, Veis A, George A. The non-collagenous dentin matrix proteins are involved in dentinogenesis imperfecta type II (DGI-II). J Dent Res 2000;79:835–9.

[25] Calas-Bennasar I, Bousquet P, Jame O, Orti V, Gibert P. Examen clinique des parodontites. EMC-Odontol 2005;1:181–91.

[26] Toledano C. L'overlay: le successeur de la couronne périphérique. L'information Dent 2016;35:1-9

[27] Combe EC, Shaglouf A-MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical properties of direct core build-up materials. Dent Mater 1999;15:158–65.

[28] Magne P, Goldberg J, Edelhoff D, Güth JF. Composite resin core buildups with and without post for the restoration of endodontically treated molars without ferrule. Oper Dent 2016;41:64–75.

[29] Fokkinga WA, Le Bell A-M, Kreulen CM, Lassila LVJ, Vallittu PK, Creugers NHJ. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. Int Endod J 2005;38:230–7.

[30] Lima AF de, Spazzin AO, Galafassi D, Correr-Sobrinho L, Carlini-Júnior B. Influence of ferrule preparation with or without glass fiber post on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Appl Oral Sci 2010;18:360–3.

[31] Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, et al. Fracture Resistance and Failure Patterns of Endodontically Treated Mandibular Molars Restored Using Resin Composite With or Without Translucent Glass Fiber Posts. J Endod 2006;32:752–5.

[32] Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. Dent Clin North Am 2007;51:333–57.

[33] Roulet J-F, Degrange M. Collage et adhésion: la révolution silencieuse. Paris: Quintessence international; 2000.

[34] Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 2004;83:454–8.

[35] McBain JW, Hopkins DG. On Adhesives and Adhesive Action. J Phys Chem 1925;29(2):188-204.

[36] El Araby AM, Talic YF. The Effect of Thermocycling on the Adhesion of Self-etching Adhesives on Dental Enamel and Dentin. J Contemp Dent Pract 2007;8:17–24.

[37] Kiremitçi A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. Quintessence Int 2004;35:367-70.

[38] Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence International. 1995;26:95–95.

[39] Brännström M, Nordenvall KJ. The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. J Dent Res 1977;56:917–23.

[40] Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 1984;63:1396–9.

[41] Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. Am J Dent 1996;9:167–73.

[42] Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Aust Dent J 2011;56:31–44.

[43] Matos AB, Trevelin LT, Silva BTF da, Francisconi-Dos-Rios LF, Siriani LK, Cardoso MV. Bonding efficiency and durability: current possibilities. Braz Oral Res 2017;31:57.

[44] Isolan CP, Sarkis-Onofre R, Lima GS, Moraes RR. Bonding to sound and caries-affected dentin: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent 2018;20:7–18.

[45] Wei X, Hou B, Lü Y. Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. Chin Med J. 2010;123:332–6.

[46] Andrea F. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability—A literature review. Dent Mater 2016;32:41–53.

[47] Maroulakos G, He J, Nagy WW. The Post–endodontic Adhesive Interface: Theoretical Perspectives and Potential Flaws. J Endod 2018;44:363–71.

[48] Oliveira LV, Maia TS, Zancope K, Menezes M de S, Soares CJ, Moura CCG. Can intra-radicular cleaning protocols increase the retention of fiberglass posts? A systematic review. Braz Oral Res 2018;32:16

[49] Kwong S-M, Tay FR, Yip H-K, Kei L-H, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. J Dent 2000;28:515–28.

[50] Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grande RHM, Loguercio AD, et al. Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. J Appl Oral Sci 2013;21:196–202.

[51] Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. Dent Mater 2002;18:359–69.

[52] Liu KL, Zhang XF, Wei X. Influence of different acid etching modes on bond strengths to non-carious sclerotic dentin. Shanghai Kou Qiang Yi Xue Shanghai J Stomatol 2016;25:38–41.

[53] Luque-Martinez IV, Mena-Serrano A, Muñoz MA, Hass V, Reis A, Loguercio AD. Effect of bur roughness on bond to sclerotic dentin with self-etch adhesive systems. Oper Dent 2013;38:39–47.

[54] Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. J Adhes Dent 2014;16:594.

[55] Hironaka NGL, Ubaldini ALM, Sato F, Giannini M, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. J Prosthet Dent 2018;119:678.1-678.8.

[56] Sutil BG da S, Susin AH. Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. J Appl Oral Sci 2017;25:533–40.

[57] Sinjari B, Santilli M, D'Addazio G, Rexhepi I, Gigante A, Caputi S, et al. Influence of dentine pre-treatment by sandblasting with aluminum oxide in adhesive restorations. An in vitro study. Materials 2020;13(13):3026.

[58] D'Amario M, Piccioni C, Di Carlo S, De Angelis F, Caruso S, Capogreco M. Effect of airborne particle abrasion on microtensile bond strength of total-etch adhesives to human dentin. BioMed Res Int 2017.

[59] Soares LM, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater 2018;34:587–97.

[60] Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. J Dent 2014;42:993–1000.

[61] Dursun E, Savard E, Gelly J, Attal J. Les ciments verres ionomères à haute viscosité. Clinic (Paris) 2016;37:293–7.

[62] Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. Dent Mater 2008;24:1702–8.

[63] Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Mechanical properties and wear of five commercial fibre-reinforced filling materials. Chin J Dent Res 2017;20:137–43.

[64] Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. Acta Biomater Odontol Scand 2018;4:44–55.

[65] Dds JB-DC. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. J Dent 2016;52;70-78.

[66] Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosgogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. Restor Dent Endod 2015;40:262-270.

[67] Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. Odontology 2019;107:342–52.

[68] Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC. Whisker-reinforced dental core buildup composites: Effect of filler level on mechanical properties. J Biomed Mater Res 2000;52:812–8.

[69] 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;39:643–7.

[70] Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater 2013;29:213-217.

[71] Lassila L, Keulemans F, Vallittu PK, Garoushi S. Characterization of restorative short-fiber reinforced dental composites. Dent Mater J 2020;39:992–9.

[72] Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater 2013;29:835–41.

[73] Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of No-Ferrule and No-Post Buildup Design on the Fatigue Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Resin Nanoceramic CAD/CAM Crowns. Oper Dent 2014;39:595–602.

[74] Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. Quintessence Int Berl Ger 1985 2007;38:733–43.

[75] Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). Quintessence Int 2008;39:117-29.

[76] Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. Dent Mater 2007;23:138–44.

[77] Xu HHK, Quinn JB, Smith DT, Giuseppetti AA, Eichmiller FC. Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. Dent Mater 2003;19:359–67.

[78] Xu HHK. Résines composites dentaires contenant des moustaches monocristallines en céramique fondue à la silice avec différents niveaux de charge. J Dent Res 1999;78:1304–11.

[79] Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. Dent Mater 2015;31:1–7.

[80] Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite—Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. J Prosthet Dent 1994;71:607–12.

[81] Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. Dent Mater 1993;9:128–35.

[82] Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater 2004;20:947–55.

[83] Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. J Prosthet Dent 1997;77:531–4.

[84] Vishu S. Handbook of Plastic Testing Technology. New York: Wiley; 1998.

[85] Chen M-H, Chen C-R, Hsu S-H, Sun S-P, Su W-F. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. Dent Mater 2006;22:138–45.

[86] Discontinuous Fiber-reinforced Composites above Critical Length - R.C. Petersen, 2005;84:365-70.

[87] Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. Dent Mater 2006;22:785–91.

[88] Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. Dent Mater 2004;20:939–46.

[89] Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. Dent Mater 2005;21:27–35.

[90] Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. Dent Mater 2008;24:211–5.

[91] Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. Dent Mater 2007;23:1356–62.

[92] Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. Acta Biomater Odontol Scand 2015;1:6–12.

[93] Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth: 12-Months Report. Open Dent J 2012;6:41–5.

[94] Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. Acta Odontol Scand 2008;66:38–42.

[95] 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;30:688–94.

[96] Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule Effect: A Literature Review. J Endod 2012;38:11–9.

[97] Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. J Prosthet Dent 2000;84:169–79.

[98] Asmussen E. Adhesion of restorative resins to dentin : chemical and physicochemical aspects. Oper Dent 1992;17:68–74.

[99] Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. J Adhes Dent 2003;5:107-12.

[100] Suzuki T, Finger WJ. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. Dent Mater 1988;4:379–83.

[101] Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. Oper Dent Suppl 1984;3:2–12.

[102] Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability—A literature review. Dent Mater 2016;32:41–53.

[103] Veneziani M. Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. Eur J Esthet Dent 2010;5:50–76.

[104] Stankiewicz N, Wilson P. The Ferrule Effect. Dent Update 2008;35:222–8.

[105] Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M, Magne P. Influence of Adhesive Core Buildup Designs on the Resistance of Endodontically Treated Molars Restored With Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. Oper Dent 2016;41:76–82.

[106] Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990;63:529–36.

[107] Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont 1995;8:155-61.

[108] Cho H, Michalakis KX, Kim Y, Hirayama H. Impact of interproximal groove placement and remaining coronal tooth structure on the fracture resistance of endodontically treated maxillary anterior teeth. J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent 2009;18:43–8.

[109] Juloski J, Köken S, Ferrari M. Cervical margin relocation in indirect adhesive restorations: A literature review. J Prosthodont Res 2018;62:273–80.

Table des illustrations

Figure 1 : Puzzle physiologique d'après Magne et Belser [2]. 13
Figure 2 : Gradient thérapeutique décrit par Tirlet et Attal en 2009 [4]. 14
Figure 3 : Coupe d'une couronne dentaire [5]. 15
Figure 4 : Mise en évidence des surfaces convexes de l'émail [9]. 17
Figure 5 : Mise en évidence des surfaces concaves de la dentine [9]. 19
Figure 6 : Illustration montrant les phénomènes de flexibilité et résilience de l'émail d'après Magne et Belser [1]. 20
Figure 7 : Illustration montrant les phénomènes de flexibilité et résilience de la dentine d'après Magne et Belser [1]. 21
Figure 8 : Photo montrant la perte de résistance de la dent en fonction de sa perte tissulaire d'après O. Etienne [10]. 24
Figure 9 : Modèle chirurgical invasif et modèle préventif, décrit par Lasfargues [20] 27
Figure 10 : Mesure de l'épaisseur des parois restantes grâce à un compas d'épaisseur d'après Ferraris [22]. 29
Figure 11 : Schéma représentant la profondeur des cavités [18]. 30
Figure 12 : Diagramme reprenant le nombre de charges moyennes pour une fracture (bleu) et le nombre moyen de cycles de survie (gris) pour les groupes MFP et MHB [28] 33
Figure 13 : Diagramme reprenant les types de fractures en fonction du type de reconstitution [28]. 34
Figure 14 : Adhésion formée entre l'émail et la céramique mordancée. 35
Figure 15 : Mouillabilité de différentes surfaces (inspiré des cours de l'Université du Québec à Chicoutimi) 36
Figure 16 : Récapitulatif des différents systèmes adhésifs et leurs étapes cliniques [5]. 39
Figure 17 : Diagramme rappelant les systèmes d'adhésion les plus adaptés en fonction des différents types de tissus dentaires. 46
Figure 18 : Diagramme illustrant la survie du matériau en fonction du nombre de charges selon son application [73]. 53
Figure 19 : Pose d'une digue avec ligature (Dr Boitelle). 56
Figure 20: Photographie illustrant la mise en place des matrices circonférentielles avec ajustage cervical avec du téflon (Dr Boitelle). 56
Figure 21: Mise en place du composite conventionnel accompagné d'un composite fluide au niveau des limites cervicales (Dr Boitelle). 57

Figure 22: Mise en place du composite build-up Ever-X dans la chambre pulpaire (Dr Boitelle). 57
Figure 23: Recouvrement du composite Ever-X avec un composite conventionnel (Dr Boitelle). 58
Figure 24: Retrait de la matrice pour effectuer la préparation (Dr Boitelle). 58
Figure 25 : Après mise en place de build-up et sélection des parois en vue occlusal et palatin (Dr Boitelle). 59
Figure 26 : Reconstitution définitive avec des onlay e-max (Dr Boitelle). 60
Figure 27: Schéma illustrant une dent avec une ferrule reconstituée avec la technique build-up. 67
Figure 28: Restauration biomimétique directe avec un composite fibré et un composite conventionnel [14]. 69

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2021 –

La technique build-up – Préalable à la reconstruction prothétique.

Loïc BONNOR

84 p. : 28 ill. ; 109 réf.

Domaines : Dentisterie restauratrice et prothèse fixé.

Mots clés Libres : collage, build-up, biomimétisme, économie tissulaire.

L'importance du biomimétisme en chirurgie dentaire a entrainé le développement de nouveaux matériaux et de nouvelle techniques de soins. L'objectif est de reconstituer la dent délabrée en se rapprochant le plus possible des propriétés de la dent. Ce travail a pour vocation de présenter la technique build-up. Celle-ci vise à la reconstitution du noyau de la dent à l'aide de matériaux bio-inspirés en vue d'une restauration définitive. Elle consiste en l'application de composite chargé de fibres de verre dans le noyau de la dent en étant le moins iatrogène possible et sans ancrage radiculaire et ce, afin de favoriser l'économie tissulaire. Cette technique quand elle est utilisée avec les matériaux adaptés, semble répondre aux nouvelles exigences. Elle présente toutefois des limites qui méritent de poursuivre des recherches.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Assesseurs : Monsieur le Docteur Pierre HILDELBERT

Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE

Monsieur le Docteur Corentin DENIS