

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

[Année de soutenance : 2023]

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 27 juin 2023

Par Nathan DELEMOTTE

Né(e) le 30 octobre 1998 à Lille - France

Restauration du secteur postérieur :
indication d'un composite renforcé en fibres de verre,
I'EverX Posterior GC®

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs :

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Monsieur le Docteur Thibault BECAVIN

Monsieur le Docteur Henri PERSON

Président de l'Université	:	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S	:	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES :

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomateriaux
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.

P. BOITELLE	Responsable du Département de Prothèses
F. BOSHIN	Responsable du Département de Parodontologie
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
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin – CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses

Remerciements

Aux membres du jury...

Monsieur le professeur Etienne DEVEAUX

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Section de réhabilitation orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur en sciences odontologiques

Docteur en odontologie de l'Université de Lille 2

Habilité à diriger des recherches

Doyen honoraire de la faculté de chirurgie dentaire de Lille

Ancien membre associé national de l'Académie nationale de chirurgie-dentaire

Ancien président de la Société française d'endodontie

Chevalier dans l'Ordre des palmes académiques.

*Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence de
cette thèse et je vous en remercie. J'espère que ce
travail saura retenir votre intérêt.
Veuillez trouver dans cet ouvrage l'expression de mes
respectueuses salutations et de mon profond respect.*

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Réhabilitation Orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assesseur Développement Durable

*Vous me faites l'honneur de faire partie de mon jury.
Pour vos enseignements, votre accessibilité et votre
sympathie notamment au cours durant les TP du
mercredi, veuillez trouver ici l'expression de mes
sentiments respectueux.*

Monsieur le Docteur Thibault BECAVIN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille

Master II Biologie Santé – Lille 2

*Vous m'avez fait l'honneur de faire partie de ce jury
et je vous en remercie. J'ai apprécié vous assister en
TP cette année. Soyez assuré de ma sincère
reconnaissance et veuillez trouver ici l'expression de
ma profonde gratitude.*

Monsieur le Docteur Henri PERSON

Chef clinique des universités assistant hospitalier

Section Réhabilitation Orale

Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Études Supérieures d'Odontologie Chirurgicale mention Odontologie

Chirurgicale – Université de Lille

*Vous m'avez fait l'honneur d'avoir spontanément
accepté de diriger ce travail de thèse et je vous en
suis très reconnaissant. Vos conseils et votre
disponibilité m'ont permis d'avancer rapidement et
sereinement. Vous accompagner musicalement à la
revue fut un plaisir. Veuillez accepter l'expression de
ma profonde gratitude.*

Table des matières

Index des abréviations	11
Introduction	12
1 Rappels sur les résines composites	13
1.1. Définition.....	13
1.2. Historique	13
1.3. Structure	14
1.3.1. La matrice organique	15
1.3.2. Les charges inorganiques.....	16
1.4. Classifications.....	17
1.4.1. Classification en fonction de la matrice inorganique.....	18
1.4.1.1. Composites macro-chargés	18
1.4.1.2. Composites micro-chargés	18
1.4.1.3. Composites hybrides	19
1.4.1.3.1. Hybrides	19
1.4.1.3.2. Micro-hybrides	19
1.4.1.3.3. Micro-hybrides nano-chargées	19
1.4.1.4. Composites condensables.....	20
1.4.2. Classifications en fonction de la matrice organique.....	21
1.4.2.1. Ormocers.....	21
1.4.2.2. Siloxane.....	21
1.4.2.3. Bulks	22
1.4.3. Classification en fonction de la viscosité	24

1.4.4. Les compomères	24
1.4.5. Composites renforcés en fibres	25
1.4.5.1. Types de fibres	25
1.4.5.2. Orientation des fibres.....	26
1.4.5.3. Quantité des fibres	27
1.4.5.4. Longueur des fibres	27
1.4.5.5. Historique	28
1.5. Polymérisation	28
1.6. Utilisations	30
1.7. Avantages/inconvénients	31
1.8. Enjeux actuels	31
1.9. Paramètres mécaniques in vitro.....	32
1.9.1. Module d'élasticité	32
1.9.2. Résistance à la flexion	33
1.9.3. Dureté (Vickers).....	33
1.9.4. Résistance à la fracture	34
2. Secteur postérieur.....	35
2.1. Caractéristiques du secteur postérieur.....	35
2.2. Restaurations du secteur postérieur	35
2.2.1. Restaurations directes	37
2.2.2. Restaurations indirectes partielles	37
2.2.3. Couronne périphérique	39
2.3. Causes d'échec	39
2.3.1. Fracture du matériau	39

2.3.2. Lésion carieuse secondaire	40
3. Le cas du composite EverX GC	41
3.1. Présentation générale.....	41
3.2. Composition.....	41
3.2.1. Matrice.....	41
3.2.2. Fibres	42
3.3. Caractéristiques de l'EverX.....	42
3.3.1. Propriétés mécaniques	42
3.3.2. Propriétés adhésives	50
3.3.3. Photopolymérisation	51
3.4. Indications	51
3.5. Limites	54
3.6. Protocole clinique	54
3.7. Cas cliniques	55
3.7.1. Cas clinique 1	55
3.7.2. Cas clinique 2	59
3.7.3. Cas clinique 3	61
Conclusion	65
Index des figures	66
Bibliographie	69

Index des abréviations

Bis-GMA : bisphénol glycerolate diméthacrylate

UV : ultra-violet

DMAEM : diméthylaminoethyl methacrylate

EDMAB : ethyl-4-diméthylaminobenzoate

CEMA : N-cyanoethyl-méthylaniline

MMA : méthacrylate de méthyl

EGDMA : éthylène glycol diméthacrylate

UDMA : uréthane diméthacrylate

TEGDMA : tri-éthylène-glycol-diméthacrylate

RC : résine composite

CRF : composite renforcé en fibre de verre

MPa : méga Pascal

GPa : giga Pascal

IPN : réseau de polymères interpénétrés

MEK : méthyl-éthyl-kétone

FRC-RBFDPs : prothèse fixée collée avec composite renforcé en fibre de verre

SFRC : composite renforcé en fibres de verre courtes

VHN : score de microdureté (Vickers Hardness Number)

Introduction

La restauration des dents postérieures connaît une évolution constante depuis des décennies. L'amélioration des propriétés mécaniques et esthétiques des résines composites et des systèmes adhésifs a démocratisé la dentisterie restauratrice qui prend désormais une place considérable dans notre arsenal thérapeutique. L'éloignement des concepts désuets de Black qui préconisaient des cavités types et une rétention mécanique aboutissant à un délabrement excessif de l'organe dentaire, permet de rentrer dans le concept moderne de la dentisterie à minima. Les enjeux actuels sont la préservation tissulaire et le biomimétisme des restaurations.

Le praticien peut aujourd'hui compter sur plusieurs types de restauration de préparations et une diversité importante de matériaux qui permettent d'adapter au mieux son choix à une situation clinique. Cependant ce sont autant de protocoles, d'indications et de caractéristiques spécifiques qu'il doit appréhender pour les utiliser dans les bonnes conditions.

En ce sens, la restauration des dents postérieures pose la question du choix de la méthode directe ou indirecte lorsque le délabrement est important.

L'objectif de ce travail est de mettre à jour les données actuelles de la science sur les différents composites de restauration du secteur postérieur et d'analyser l'apport d'un composite apparu sur le marché en 2013 dans cette indication.

Dans un premier temps un rappel sera fait sur les composites de restauration, leurs caractéristiques mécaniques et les enjeux actuels d'innovation.

Seront abordées ensuite les caractéristiques du secteur postérieur, les options thérapeutiques et les causes principales d'échec.

Enfin le cas du composite EverX Posterior (GC® Tokyo) sera évoqué, en analysant sa composition, les études de la littérature existante et en présentant des cas cliniques qui illustrent les indications de ce dernier.

1 Rappels sur les résines composites

1.1. *Définition*

Un matériau composite est par définition composé de deux ou de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différente dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles de chacun des matériaux entrant dans sa composition. Une condition fondamentale est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques [5].

1.2. *Historique*

Les résines composites ont été introduites dans le champ de la dentisterie restauratrice dans le but de minimiser les inconvénients des résines acryliques qui ont remplacé les ciments silicates dans les années 1940. En 1955 Buonocore utilise de l'acide ortho-phosphorique pour améliorer les propriétés physiques de l'adhésion des résines acryliques sur les surfaces de l'émail [39]. En 1962, Bowen développe un monomère : le Bis-GMA qui améliore les propriétés physiques des résines acryliques car jusque-là les monomères ne permettent de former que des chaînes de polymères linéaires [5,52]. Ces premiers composites sont chémo-polymérisables par le mélange d'une base et d'un catalyseur. Cela implique des problèmes de proportions, de mélange et de stabilité de la couleur. Depuis les années 70 les composites polymérisés par des radiations électromagnétiques sont apparus, permettant d'éviter les inconvénients précédemment cités. Une source lumineuse UV de 365nm est utilisée pour fournir l'énergie nécessaire. Néanmoins, la faible profondeur de polymérisation ainsi que les effets secondaires conduisent à utiliser une source dans le spectre du visible (427-491 nm), qui est toujours employée de nos jours.

Plus de 200 résines composites sont actuellement commercialisées. Elles ont toutes les mêmes caractéristiques de base avec des particularités individuelles. Ce sont les matériaux les plus utilisés en technique directe [4,5].

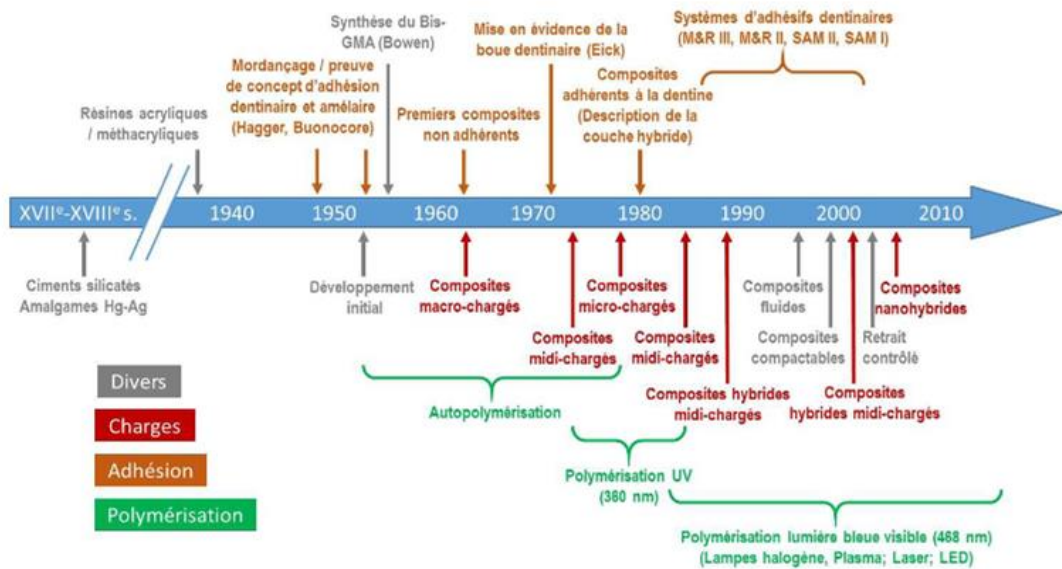


Figure 1 : Evolution au cours du temps des matériaux pour la restauration dentaire directe [5].

1.3. Structure

Les propriétés physiques, mécaniques, esthétiques ainsi que le comportement clinique des composites dépendent de la structure de la résine.

On distingue trois catégories de composants : la matrice organique, la matrice ou charges inorganiques et l'agent de couplage qui permet l'adhésion entre la matrice inorganique et organique, avec des groupes silanes à un bout et des groupes méthacrylates de l'autre [5,52].

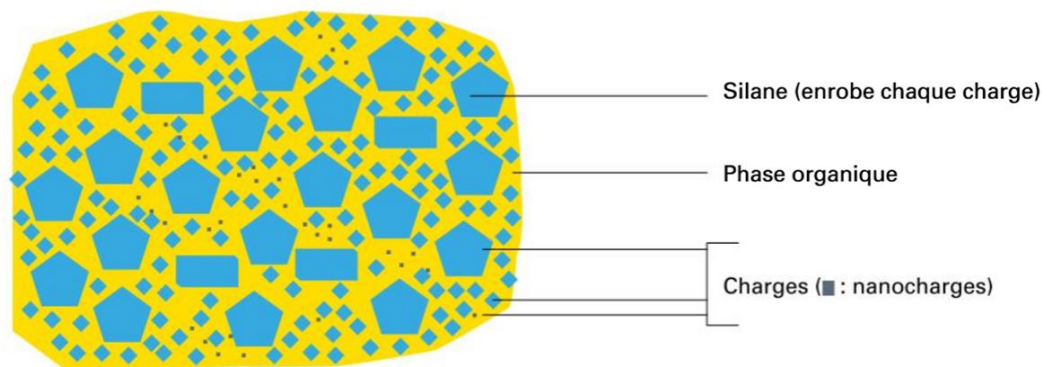


Figure 2 : Représentation schématique d'une résine composite : matrice organique, silane, charge [5].

1.3.1. La matrice organique

La matrice organique est constituée d'un système de monomères mono-, di- ou trifonctionnels avec un système d'initiation de la polymérisation qui dans le cas de la photopolymérisation est un alpha diketone (la camphoroquinone) en combinaison avec un agent réducteur amine aliphatic tertiaire. Dans le cas de la chémozopolymérisation, c'est un peroxyde de benzoyl combiné à une amine tertiaire aromatique.

Un accélérateur-initiateur (diméthylaminoéthyl méthacrylate ou DMAEM, éthyl-4-diméthylaminobenzoate ou EDMAB, N-cyanoéthyl-méthylaniline ou CEMA) permet une polymérisation dans un temps cliniquement acceptable. Il est activé grâce aux photons émis par la lampe à photopolymériser et génère des radicaux libres nécessaires à l'initiation de la réaction radicalaire en chaîne. Puis la réaction de polymérisation par addition se propage [3].

Un stabilisateur-inhibiteur permet le conditionnement du matériau ainsi que la stabilisation de la couleur du composite.

Le système de monomères peut être vu comme le squelette du composite. Le Bis-GMA est toujours le plus utilisé des monomères aujourd'hui, seul ou en association avec le méthacrylate uréthane. Ce système représente autour de 20 % du volume d'un composite standard. La règle générale dit que, plus faible est le taux de monomères dans la composition, plus le taux de rétraction est acceptable.

Cette résine est hautement visqueuse. Pour améliorer le processus de fabrication et l'utilisation clinique, elle est diluée avec d'autres monomères de plus basse viscosité qui sont considérés comme des contrôleurs de viscosité comme le bisphénol A diméthacrylate (Bis-DMA), l'éthylène glycol diméthacrylate (EGDMA), le méthyl méthacrylate (MMA) ou l'uréthane diméthacrylate (UDMA) [5].

La plupart des fabricants basent leurs produits sur le système classique de combinaison entre Bis-GMA/TEGMA ou Bis-GMA/UDMA/TEGMA.

1.3.2. Les charges inorganiques

La matrice inorganique est la composante dont dépend les propriétés physiques et mécaniques de la résine. La nature des charges et la proportion ajoutée déterminent largement ces propriétés. Les charges sont incorporées dans la matrice organique en proportion la plus grande possible. Ces charges réduisent l'expansion thermique et surtout la rétraction de prise. Elles procurent à la résine sa radio-opacité et améliorent la manipulation du produit ainsi que le résultat esthétique.

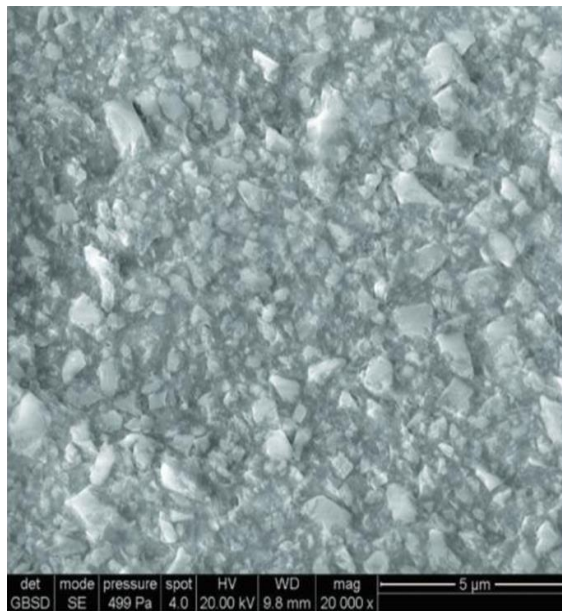


Figure 3 : Vue en microscopie électronique à balayage environnemental des charges d'une résine composite (Admira, Voco®) à un grandissement x 20 000 [4].

Les particules utilisées varient énormément en fonction de la composition chimique, de leur morphologie et de leur dimension. La plus utilisée est le dioxyde de silicium. Les silicates de bore et de lithium aluminium sont aussi couramment utilisés. Dans plusieurs composites le quartz est partiellement remplacé par des particules de métal lourdes comme le baryum, strontium, zirconium, zinc, aluminium qui sont radio-opaques. La recherche est actuellement en cours pour

des matériaux comme le métaphosphate de calcium, moins lourd que le verre et causant moins d'usure sur les dents antagonistes.

Les nanotechnologies ont mené au développement de nouveaux composites en incorporant des nano-particules mesurant environ 25 nm ainsi que des agrégats de 75 nm composés de particules de silices de zirconium ou de nanosilice. Ces nanoparticules et nano-agrégats permettent d'obtenir un haut niveau de charges qui monte jusque 79,5%.

Plus les particules sont petites, meilleure est la finition de la restauration que l'on observe par sa texture de surface et un meilleur vieillissement au cours du temps.

Cette technologie a également permis d'assurer l'indication des résines composites dans les secteurs antérieurs et postérieurs. Une plus faible rétraction de prise est observée, ainsi qu'une réduction de microfissures au sein des bords de la restauration qui sont responsables de perte d'étanchéité du joint marginal et de la contamination bactérienne ainsi que de sensibilités post-opératoires [17].

L'inconvénient est que la taille de l'ordre du nanomètre de ces particules ne permet pas de réfléchir la lumière. Elles sont donc combinées à des particules dont le diamètre approche celle de la longueur d'onde de la lumière visible (autour ou inférieur d'1 μm) pour améliorer leurs performances optiques et agir comme un substrat.

1.4. Classifications

Aucune classification n'est adoptée universellement. Cependant la taille moyenne des charges, leur distribution et leur taux permettent de répartir les matériaux selon leurs grandes caractéristiques que sont les propriétés mécaniques et physiques à la base de leurs performances [4].

Une première classification encore valide aujourd'hui est basée sur la taille des particules : la classification de Lutz et Phillips [36]. Elle distingue les composites macrochargés (0,1 à 100 μm), les composites microchargés (0,04 μm) et les composites hybrides avec des particules de différentes tailles [44].

La classification de Willems et al. est basée sur un certain nombre de paramètres comme le module de Young, le taux volumique de charges inorganiques, la taille des particules, la rugosité de surface, ou le stress de compression, ce qui en fait une classification plus détaillée [67].

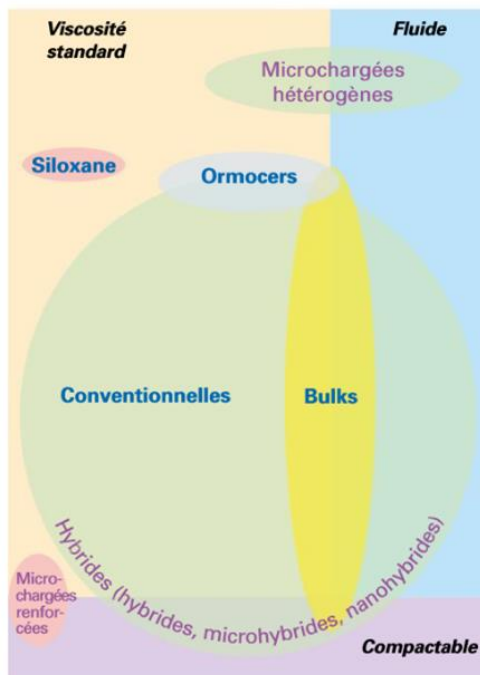


Figure 4 : Représentation schématique des différentes familles de résines composites [5].

1.4.1. Classification en fonction de la matrice inorganique

1.4.1.1. Composites macro-chargés

Ces composites contiennent des charges de 15 à 40 μm , proche du diamètre d'un cheveu humain. Cette taille de particules rend les restaurations inesthétiques. Utilisés dans les années 60, ils ne le sont plus aujourd'hui [4].

1.4.1.2. Composites micro-chargés

Dans les années 70 la taille des charges diminue pour atteindre en moyenne 0,04 μm . Le terme micro-charge a été choisi pour insister sur la taille microscopique des particules. En réalité, ces matériaux contiennent déjà des nano-charges. L'inconvénient est que la viscosité du matériau augmente avec la quantité de micro-charges, ce qui le rend moins maniable pour les praticiens. Une solution est d'incorporer des amas de micro-charges pré-polymérisées de 10 à 50 μm . Il s'agit de micro-charges hétérogènes [4].

Les propriétés esthétiques sont suffisantes pour répondre aux exigences du secteur antérieur contrairement aux propriétés mécaniques, trop faibles pour le secteur postérieur. Ainsi certains fabricants augmentent le taux de charges en incorporant de la résine chargée pré-polymérisée. Ces matériaux sont appelés microchargés renforcés. Néanmoins leur taux de charges reste inférieur à celui des composites hybrides.

1.4.1.3. Composites hybrides

Cette famille de résines est apparue dans les années 80 et regroupe la majorité des matériaux utilisés aujourd'hui (95%). Elle se situe dans la continuité des résines micro-chargées hétérogènes en suivant le principe de combiner les avantages des différentes tailles de particules pour améliorer les propriétés mécaniques, esthétiques tout en conservant une facilité d'utilisation pour

l'opérateur. Cette composition induit également une diminution de la rétraction de prise et du stress de polymérisation [15]. On caractérise les différentes résines hybrides par la taille moyenne des particules.

1.4.1.3.1. Hybrides

Les charges atteignent en moyenne 3 μm , ce qui ne permet pas d'accéder à de très bonnes propriétés mécaniques et esthétiques [4].

1.4.1.3.2. Micro-hybrides

Développées à partir des années 90, la taille moyenne des particules est inférieure au μm .

Des charges de 0,01 à 3,5 μm sont couplées à des micro-charges. D'autres paramètres sont pris en compte : les particules sont de forme ronde et plus de 75% des charges sont inférieures au micromètre. Le taux de charges est supérieur à 70% en poids.

Ces nouvelles caractéristiques donnent aux restaurations des propriétés esthétiques et mécaniques bien supérieures aux précédentes et permettent un meilleur polissage [4].

1.4.1.3.3. Micro-hybrides nano-chargées

Ces résines apparaissent au cours des années 2000. La taille moyenne des particules est 0,7 μm . Des particules de 4 à 20 nm sont incorporées à la matrice.

Les propriétés mécaniques *in vitro* sont encore améliorées. Cependant les résultats cliniques sont équivalents aux micro-hybrides [4].

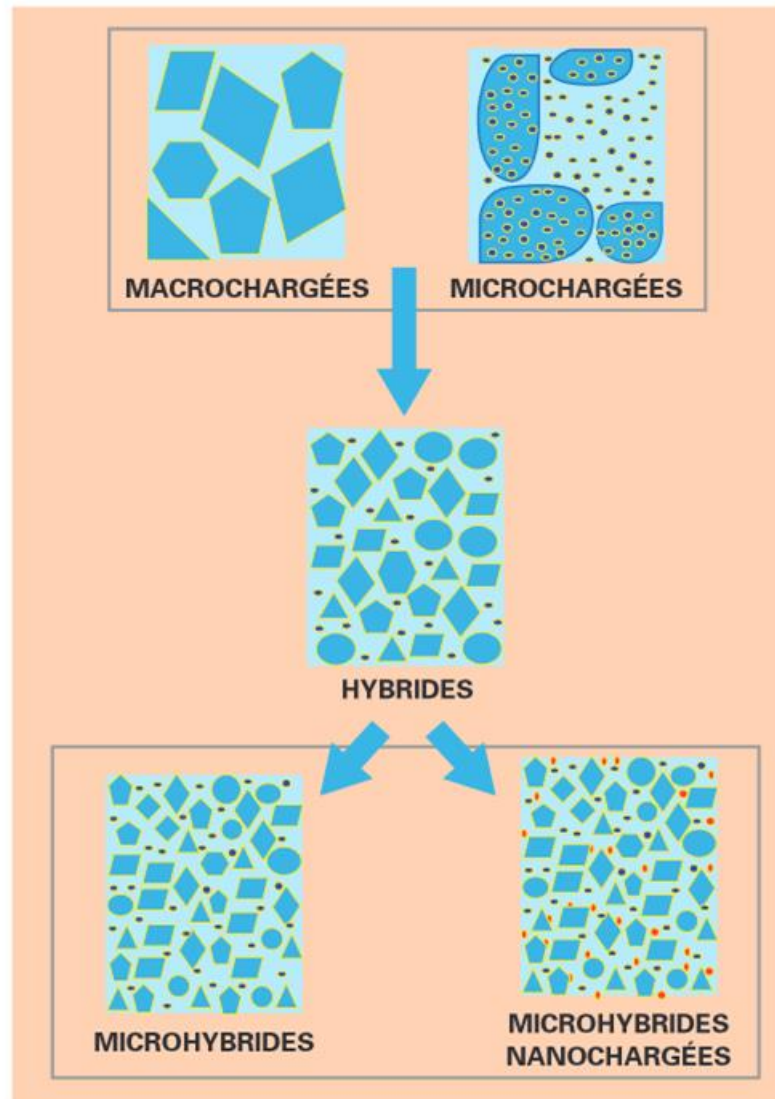


Figure 5 : Classification des résines composites en fonction des charges [5].

1.4.1.4. Composites condensables

Les composites condensables sont apparus en 1997. Ils sont caractérisés par un taux de charge important. La taille et la distribution des charges sont modifiées et il est ajouté d'autres types de charges (des fibres par exemple) [36].

Ils permettent d'obtenir un meilleur point de contact et une meilleure anatomie occlusale. Leur comportement mécanique est similaire à celui de l'amalgame, améliorant ainsi celui des premiers composites hybrides.

L'inconvénient principal est la maniabilité notamment dans la disposition d'une couche de composite à une autre ainsi que les propriétés inesthétiques en secteur antérieur. Globalement, les améliorations n'ont pas permis d'égaliser les résines à viscosité standard. Seuls quelques matériaux sont encore commercialisés.

1.4.2. Classifications en fonction de la matrice organique

Depuis la création des RC, la matrice organique est basée sur des monomères de haut poids moléculaire tels que le Bis-GMA. Cette matrice et les charges n'adhèrent pas entre elles, les charges sont donc silanisées pour assurer la cohésion des deux phases. Au début des années 2000, des modifications de la matrice organique ont été réalisées et ainsi trois familles supplémentaires de RC sont apparues : les ormocers, les siloxanes et les « *bulks* ».

1.4.2.1. Ormocers

Les ormocers ou Organo Modified Ceramics sont des polymères hybrides organo-inorganiques qui forment un réseau siloxane (Si-O-Si) grâce à un procédé sol-gel. Lors de la polymérisation, les chaînes de polysiloxanes (charges) réagissent avec la matrice organique conventionnelle (di-méthacrylates) pour former un réseau organo-inorganique. Seule la partie inorganique participe à la réaction de polymérisation, ce qui diminuerait la rétraction de prise et augmenterait la biocompatibilité du matériau [36].

En 2015 ont été développés des ormocers ne contenant plus de di-méthacrylates (Admira Fusion VOCO®). Ils ne sont pas vraiment considérés comme des composites conventionnels. Actuellement si ces matériaux sont prometteurs, leurs propriétés mécaniques sont plus faibles que celles des microhybrides et la dégradation par hydrolyse de la matrice est supérieure à celle des RC conventionnelles [4].

1.4.2.2. Siloxane

Il n'existe qu'un seul représentant de ce type de matériau : le Filtek Silorane (3M®). La matrice de ce composite contient des monomères cycliques qui réduisent le retrait de polymérisation grâce à l'ouverture des cycles pendant la formation de la chaîne de monomères. Il requiert un adhésif spécifique puisque la phase organique n'utilise pas les méthacrylates [36,43].

L'avantage est que la rétraction de prise est diminuée. En outre ce matériau présente une bonne stabilité au contact de différentes substances due à sa faible absorption de l'eau. Cependant ses propriétés restent inférieures à celles des micro-hybrides nanochargés et le peu de teintes disponibles limitent l'indication aux secteurs postérieurs [4,43]

1.4.2.3. Bulks

Les « bulks » sont apparus en 2003. L'objectif est d'obtenir en masse jusqu'à 4 mm en un seul incrément [5]. Cette technique a plusieurs avantages : éviter l'incorporation de bulles d'air entre les couches de résine et un gain de temps pour l'opérateur [66]. Ils pourraient également aider à limiter le stress de polymérisation [9,10].

Il existe deux types de « bulks » : ceux qui nécessitent un recouvrement (Bar) et les bulks sans recouvrement (Bsr) aussi appelés « bulks modelables ».

Ces résines sont modifiées au niveau de la matrice organique et des charges pour pouvoir être photopolymérisées sur une telle profondeur et réduire la rétraction de prise [9].

Les stratégies adoptées sont :

- augmentation de la profondeur de polymérisation :

- augmentation du taux de photo-sensibilisateurs ou ajout de nouveaux initiateurs : exemple pour le TetricEvoCeram (Ivoclar®) qui possède un dérivé de dibenzoyl germanium dont le spectre d'activation est 370-460 nm à l'amine tertiaire et la camphoroquinone classiquement utilisées [6],

- augmentation de la translucidité : Les fabricants doivent faire un compromis esthétique. Pour que les photons initient la photopolymérisation en profondeur, il faut jouer avec la translucidité du matériau. Elle est influencée par l'indice de réfraction de celui-ci, la taille, la forme et l'enrobage des charges [6,65], Le SDR (Dentsply®) et X-tra base (Voco®) comportent des charges larges. Le TetricEvoCeram (Ivoclar) comporte des charges rondes et régulières. Les nanocharges qui ont une taille inférieure au spectre choisi ne propagent pas la lumière [4,6].

- utilisation d'une lampe puissante $> 1100\text{mW/cm}^2$.

- réduction du retrait de polymérisation / modification du module d'élasticité :

- incorporation de charges pré-polymérisées, à faible module d'élasticité,

- utilisation de monomères de haut poids moléculaire et de réducteurs de stress,

- thixotropie / viscosité augmentée.

Elles restent néanmoins des résines conventionnelles quant à leur composition à l'exception des ormocers bulks (Admira Fusion X-base et X-tra base de Voco®).

Il existe enfin deux résines composites fluides qui contiennent des monomères acides contenus habituellement dans les systèmes adhésifs et qui entraînent une adhésion du matériau aux tissus dentaires (Fusio liquid, Jeneric Pentron® ; Vertise Flow, Kerr Hawe®) [6].

Tableau 1 : Synthèse des différents composites "bulk-fill" actuellement disponibles [5].

Nom commercial et viscosité	Épaisseur de couche maximale	composite protecteur	Teintes disponibles	Composition	% des charges en poids/volume
FittekBulkFill Flowable 3ME SPE Fluide	4mm	2mm nécessaire	Universel A1 A2 A3	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA et résine procyate. Charges : combinaison de zircone/silice de taille 0,0 lpm à 3,5pm et d'ytterbium trifluoride de taille 0,1 pm à 5pm	65/43
Surefil SDR Flow Dentsply Fluide	4mm	nécessaire	Universel A1 A2 A3	TEGDMA, EBPDMA et UDMA modifié. Charges de verre d'alumino-fluoroborosilicate de baryum et de verre d'alumino-fluorosilicate de strontium. Elles ont une taille de 4.2pm	68/45
Venus BulkFill HeraeusKutzer ; Fluide	4mm	nécessaire	Universel	UDMA, TEGDMA et EBPDMA. charges : combinaison de verre de silicate de tri-fluoride, dioxyde de silicium et baryum/aluminium/fluor. Elles ont une taille de 0,02pm à 5pm	65/38
X-tra base Voco Fluide	4mm	Non	Universel A2	Bis-EMA, MMA, UDMA. Charges : céramique de verre de baryum et de la silice de taille 3,5pm.	75/61
FittekBulkFill Postérieur ² Dentsply Haute viscosité - modelable	5mm	Non	A1 A2 A3 B1 C2	méthacrylate à haut poids moléculaire : AUDMA et un autre appelé AFM, DDDMA (1, 12 dodecanediol diméthacrylate) et UDMA. Charges : combinaison d'ytterbium trifluoride IOOnm, silice (20nm) et zircone (4-11nm)	77/59
QuiXfil, Quixx Postérieur Dentsply Haute viscosité	4mm	Non	Universel	UDMA, TEGMA, résines Di- et Tri méthacrylate, BHT, résine diméthacrylate modifiée par acide carboxylique. UV stabilisateur de la camphoroquinone éthyle-4- diméthylaminobenzoate Charges : combinaison de Phosphatesilicate silané au fluorure de strontium, d'aluminium et de sodium	77/58
Sonic Fil Kerr Haute viscosité	5mm	Non	A1 A2 A3 B1	Ethoxylated bisphénol-A diméthacrylate. BisphénolA-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) éther, TEGDMA, 3-trimethoxysilylpropyl méthacrylate. Charges : combinaison de verre de silicate	86/66
Sonic Fill 2 ³ Kerr	5mm	Non	A1 A2 A3 B1	Bis-GMA, TEG-DMA, bis-EMA, zirconiumoxide	-
TetricEvoCeram Bulk Fil, TetricNCeram Bulk Fill IvoclarVivadent Nano hybride modelable	4mm	Non	IVA IVB IVW	Bis-GMA Bis-EMA et UDMA. Charges : verre de baryum, trifluoride d'ytterbium, oxyde mixte et prépolymères. Taille des particules de 40nm à 3000nm	81/61
X-tra fil Voco Haute viscosité	4mm	Non	Universel	UDMA, TEGDMA, Bis-GMA et de BTH. Charges de verre d'alumino-fluoroborosilicate de baryum (2-3 pm)	88/70

1.4.3. Classification en fonction de la viscosité

En 1996, les résines composites fluides ou « flow » apparaissent sur le marché. Cette viscosité est obtenue en augmentant le taux de diluant dans la

matrice organique et en diminuant le taux de charges [6]. Ces résines sont plus élastiques (module de Young plus faible), elles répondent à certaines indications cliniques et/ou techniques d'obturation (petites cavités, joint visco-élastique). L'étalement du matériau est plus aisé notamment dans des cavités irrégulières, profondes et difficiles d'accès mais les propriétés mécaniques sont bien plus faibles et la rétraction de prise plus importante [36].

Les composites condensables eux aussi sont caractérisés par leur viscosité.

Les classifications distinguent les résines composites mais ne suffisent pas à décrire leur comportement clinique à court et long terme. Il est nécessaire de prendre en compte d'autres paramètres. Aujourd'hui, aucune obligation de transparence n'existe quant à la composition des matériaux [4].

1.4.4. Les compomères

Ce groupe de matériaux associe la technologie des résines composites et des ciments verres ionomères. Des verres fluorosilicatés sont incorporés à la phase inorganique [6]. Le relargage de fluor reste limité mais certaines études *in vitro* affirment qu'il est suffisant à exercer un effet inhibiteur du développement de lésions carieuses sur les dents adjacentes.

Les compomères trouvent leur principale indication dans la restauration des dents temporaires. Ils sont contre-indiqués dans le secteur antérieur à cause du risque de coloration du joint marginal. De plus leurs faibles propriétés mécaniques, notamment la résistance à l'usure, les contre-indiquent pour des restaurations étendues et soumises à des forces occlusales importantes [4].

1.4.5. Composites renforcés en fibres

Les composites renforcés en fibres (CRF) résultent de la combinaison entre une matrice résineuse et des fibres associées par une interface adhésive. L'objectif est d'améliorer les propriétés mécaniques du matériau [32]. Il existe de nombreux types de CRF utilisés en odontologie.

L'efficacité du renforcement dépend de plusieurs facteurs :

- type de fibre,
- longueur de fibre,
- orientation des fibres,
- position des fibres,
- adhésion et imprégnation des fibres à la matrice résineuse [12,13].

1.4.5.1. Types de fibres

Les fibres de verre sont les plus utilisées en raison de leur transparence et leur état de surface permettant l'adhésion aux résines par un agent de couplage type silane [69]. Il existe 3 catégories de fibres de verre : E-,R-,S-Glass qui se différencient par leurs propriétés mécaniques et chimiques.

Les fibres de polyéthylène et de carbone sont également utilisées. Une étude comparative présente les fibres de verre comme ayant les meilleures caractéristiques, notamment les E-Glass [47].



Figure 6 : Aspect des fibres E-glass [47].

1.4.5.2. Orientation des fibres

Une distinction fondamentale existe entre une orientation unidirectionnelle, bi-directionnelle, et l'orientation aléatoire des fibres.

Les fibres unidirectionnelles apportent des propriétés anisotropiques au matériau : la résistance mécanique est augmentée dans une seule direction. Les propriétés sont donc maximales lorsque la contrainte est parallèle aux fibres. Ces dernières sont surtout indiquées pour des applications cliniques où la direction de contrainte est prédictible, par exemple pour les contentions orthodontiques, parodontales ou encore les inter de bridges renforcés en CRF [61].

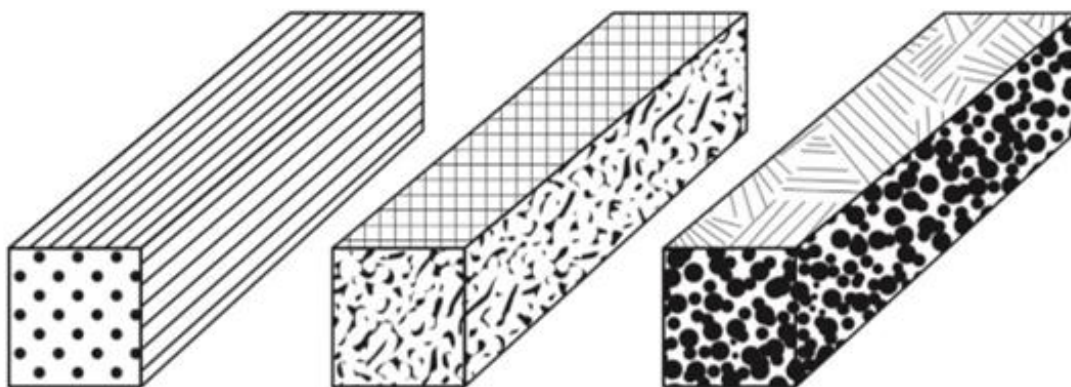


Figure 7 : Représentation schématique des dispositions de fibres au sein d'une matrice [49].

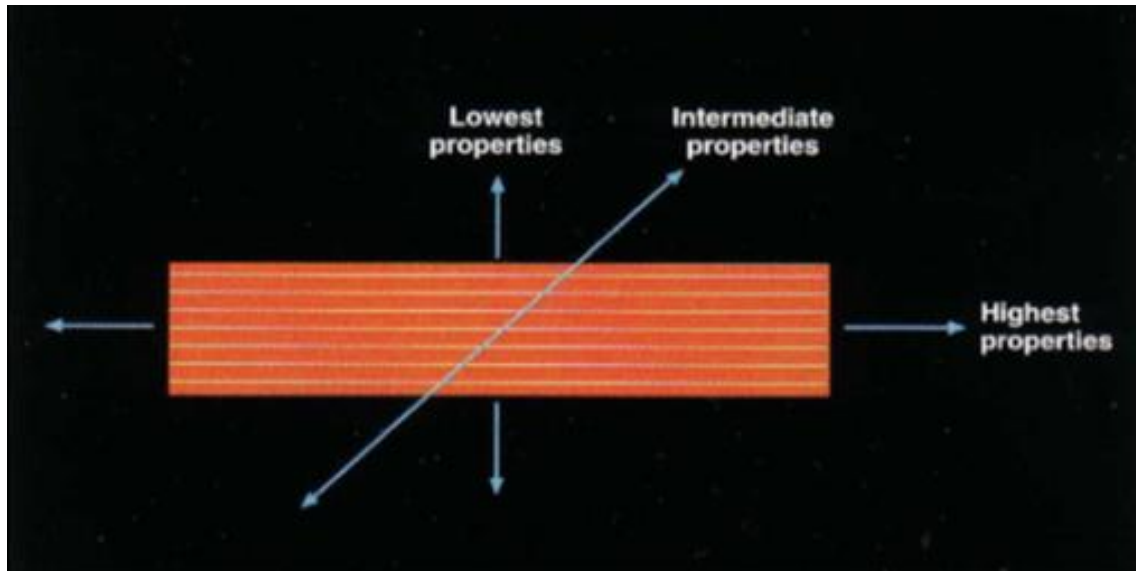


Figure 8 : Efficacité des propriétés mécaniques en fonction de la direction d'une contrainte appliquée [49].

Les fibres bidirectionnelles se présentent tressées ou tissées. Elles apportent ainsi un renforcement bidirectionnel à la résine.

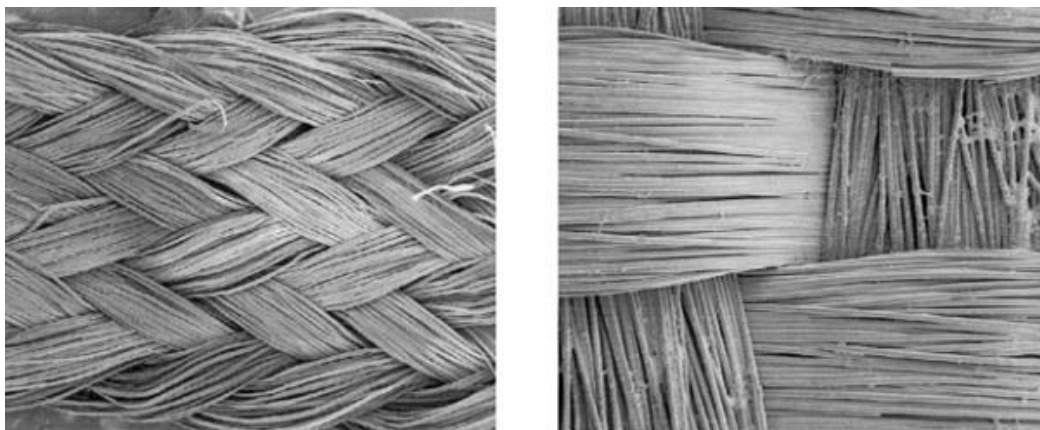


Figure 9 : Image au microscope électronique de fibres de polyéthylène tressées (à gauche) et tissées (à droite) [49].

Enfin, les fibres orientées aléatoirement apportent des propriétés isotropiques au matériau. Un avantage considérable lorsque les contraintes sont orientées dans des directions variables puisque le renforcement est identique dans toutes les directions. Ainsi ces contraintes sont dispersées de manière équilibrée au sein du matériau [69].

1.4.5.3. Quantité de fibres

Il existe une relation entre la quantité de fibres dans la matrice et les propriétés mécaniques. La résistance à la flexion et à la fracture augmente de façon linéaire avec le nombre de fibres. Tout comme pour les charges des résines composites classiques, un moyen d'augmenter le nombre de fibres est de diminuer leur diamètre. Les fibres utilisées ont généralement un diamètre compris entre 6 et 18 μm [38,64].

1.4.5.4. Longueur des fibres

Les fibres qui présentent les meilleures propriétés mécaniques sont les fibres longues et continues. Elles possèdent une grande surface de contact avec la résine et donc une meilleure adhésion à celle-ci [23].

Quant aux fibres courtes, leurs propriétés mécaniques sont dépendantes de leur longueur. La longueur la plus courte qui confère les meilleures propriétés mécaniques est appelée longueur critique. Elle permet de trouver un équilibre entre la quantité de fibre et leurs propriétés. Les composites renforcés en fibres courtes ont une résistance moindre mais ont des propriétés mécaniques isotropiques lorsque les fibres sont réparties aléatoirement.

1.4.5.5. Historique

Les RC enrichies en fibres de verre disposées aléatoirement ont fait leur apparition dans les années 90. L'objectif est d'imiter la structure de la dentine avec des fibres de collagène englobées dans une matrice d'hydroxyapatite [39].

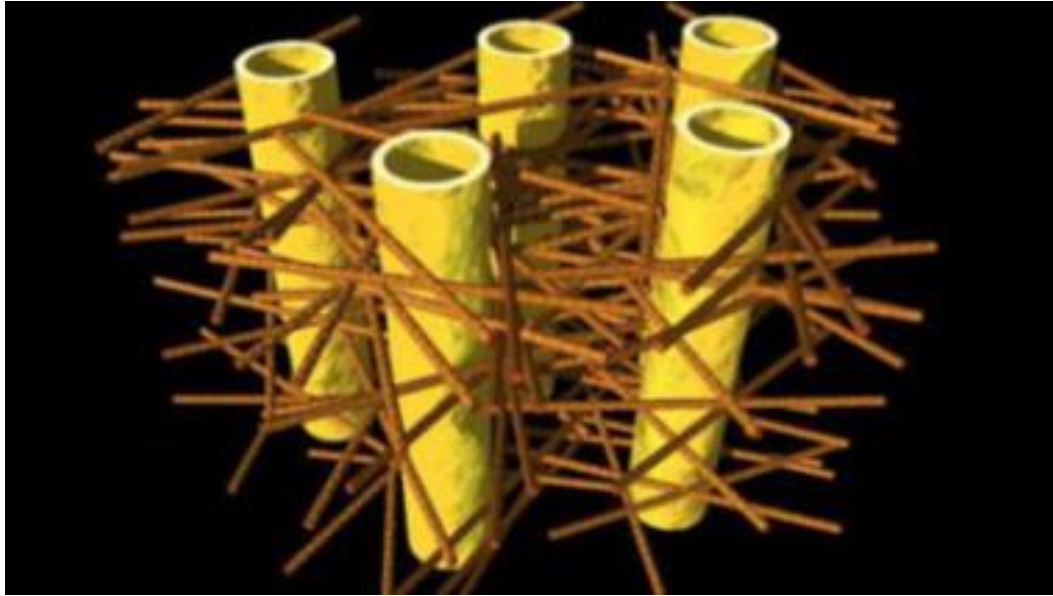


Figure 10 : Représentation schématique de la microstructure de la dentine avec les tubules (jaune) entourées de fibres de collagène (orange) [49].

Cependant, cette innovation est marquée par de nombreux problèmes : fracture, rugosité trop importante, mauvaise résistance à l'usure. Ces problèmes sont essentiellement dus à l'utilisation de fibres trop courtes bien inférieures à la longueur critique. Elles n'apportent donc aucun renforcement.

En 2013 un nouveau matériau est apparu sur le marché, l'EverX posterior de GC® (Tokyo, Japon). Un composite de restauration « bulk fill », renforcé en fibres de verre courtes. Il présente de bons résultats expérimentaux et cliniques et sera développé en partie 3.

1.5. Polymérisation

La polymérisation du matériau correspond au passage d'une phase visqueuse plastique à une phase rigide élastique [17].

Le mode de polymérisation est un paramètre décrit pour classer les résines composites. Il en existe trois : la photopolymérisation qui regroupe plus

de 95% des matériaux, la chémo-polymérisation et le mode de prise dual à la fois photo et chémo.

Le niveau de polymérisation du matériau est déterminé par son degré de conversion (DC) de monomères en polymères. Il indique le nombre de groupes méthacrylates qui ont réagi entre eux durant le processus de polymérisation.

La polymérisation des composites implique un inconvénient majeur : la rétraction de prise [39]. Elle concerne la matrice organique. La réaction de prise correspond à l'ouverture de la double liaison carbone des monomères au niveau de leur fonction méthacrylate, autorisant l'établissement de liaisons covalentes entre eux. Concrètement il s'agit d'un rapprochement moléculaire [3]. Ce phénomène est évalué de 1,35 à 7,1 % du volume [18]. Il entraîne des échecs d'adhésion, des joints non étanches, un vieillissement inesthétique et conduit donc à l'échec de la restauration [21]. Avec de puissants adhésifs, la rétraction de prise peut aussi causer des déformations de cuspides et des micro-cracs au sein de l'émail [7,46].

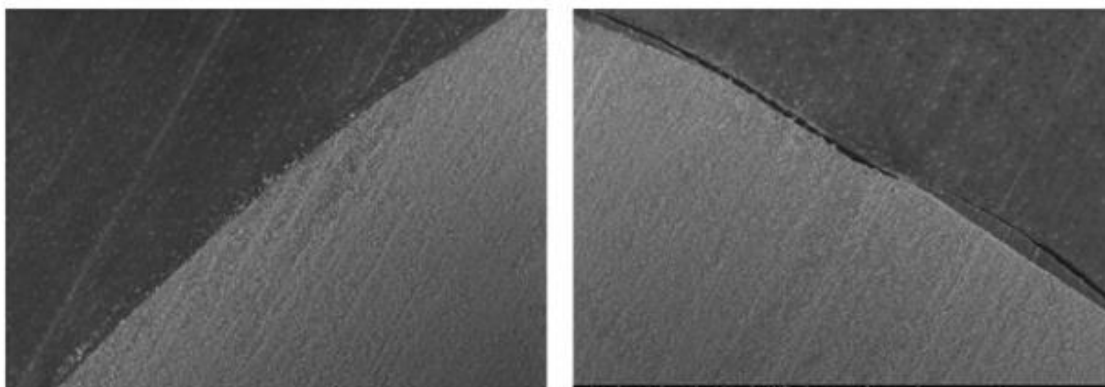


Figure 11 : Illustration du joint de collage et de la contraction de prise [28].

La figure 12 illustre à gauche l'adhésion du composite au tissu dentaire et à droite le phénomène de rétraction de prise qui se traduit par un espacement entre le matériau et la dent.

Différentes stratégies sont employées pour réduire ce phénomène de rétraction. Parmi elles : la réduction de la proportion de phase organique du matériau, d'agents diluants tel que le TEGMA [9], l'utilisation de sources

lumineuses maximisant le taux de conversion ou encore la diminution du module d'élasticité.

1.6. Utilisations

Les résines composites sont utilisées dans plusieurs domaines de la dentisterie : dentisterie restauratrice, prothèse fixée, orthodontie, parodontologie.

En omnipratique, elles sont utilisées notamment pour :

- restaurations de perte de substance sur 1, 2, 3 faces ou plus,
- ancrage radiculaire avec tenon fibré,
- scellement dentinaire immédiat,
- remontées de marge cervicales,
- collage de restaurations indirectes de prothèse fixée,
- contention en traumatologie, parodontologie.

1.7. Avantages/inconvénients

Les résines composites font partie des matériaux les plus utilisés. Elles présentent donc des avantages et des inconvénients à prendre en compte pour leur utilisation.

Avantages :

- coût faible pour le patient,
- conservation des tissus dentaires,
- temps au fauteuil,
- matériaux qui répondent à la plupart des indications (esthétique, bonne propriétés mécanique),
- peu d'abrasion des dents antagonistes,
- possibilité de ré-intervention.

Inconvénients :

- durée de vie moindre comparée à celle des onlays,
- reproduction de l'anatomie occlusale, des points de contacts opérateur dépendants,
- vieillissement du composite : joint marginal, abrasion, fatigue du matériau,
- rigueur du protocole : hydrophobie, risque d'incorporation de bulles d'air entre les couches [6],
- propriétés mécaniques du composite différentes des tissus dentaire,
- polymérisation incomplète, rétraction de prise,
- cytotoxicité (bisphénols).

1.8. Enjeux actuels

Depuis son apparition, le composite a connu une évolution constante. Aujourd'hui les innovations du composite s'inscrivent dans le concept biomimétique.

Le biomimétisme est l'étude de la structure et de la fonction des tissus dentaires comme modèle pour la conception et la fabrication de matériaux et techniques de restauration des dents. Concrètement, l'objectif est une approche minimalement invasive et la substitution des tissus manquants par des matériaux aux propriétés mécaniques proches de la dent saine [30,39].

Les fabricants orientent également le développement des résines vers une facilité d'emploi pour le praticien. La réduction du temps au fauteuil grâce aux « bulks » ou les résines aux propriétés esthétiques adaptatives sont des arguments commerciaux importants dans le choix du chirurgien-dentiste.

1.9. Paramètres mécaniques in vitro

Les paramètres de la classification de Willems et al. (taille moyenne des particules, taux de charge volumétrique, module de Young, microdureté et résistance à la flexion) sont les plus utiles pour comparer les RC entre elles [52].

1.9.1. Module d'élasticité

Le module d'élasticité ou module de Young évalue la rigidité d'un matériau sous une contrainte. Plus il est élevé et moins le matériau se déforme et par conséquent plus il est rigide.

Il joue avec le système adhésif un rôle important dans la prévention de la percolation, les récurrences de carie et les colorations marginales.

Le module de Young de la dentine est environ 18.5 GPa, celui de l'émail environ 82.5 GPa. De plus les différentes zones de la dent ne subissent pas les mêmes contraintes. En effet les contraintes qui se concentrent dans la région cervicale entraînent des déformations. A l'inverse la surface occlusale des dents postérieures subit des forces masticatoires plus importantes mais peu de déformations.

Dans le respect du concept biomimétique il est nécessaire d'adapter les propriétés mécaniques du matériau de restauration à ces données. Ainsi un matériau avec un module d'élasticité plus faible est indiqué pour les restaurations de site 3 alors qu'un matériau plus rigide doit être utilisé en site 1 et 2 de la classification SiSta.

Les composites fluides et macrochargés présentent un faible module d'élasticité. Les composites compactables et hybrides à viscosité standard sont caractérisés par un module plus élevé. Cependant il existe une hétérogénéité au sein des familles de RC [71].

1.9.2. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion revêt une importance clinique. Elle représente le comportement des restaurations sous les contraintes exercées dans la cavité buccale. Particulièrement pour le secteur postérieur, cette caractéristique est primordiale [71].

La norme ISO 4049-2009 établit un seuil de résistance à la flexion de 80 MPa jugé nécessaire pour qu'un matériau soit indiqué en secteur postérieur. Cette norme a été remplacée par la norme ISO4049-2019.

De manière générale les résines compactables, ormocers et microhybrides ont une résistance à la flexion supérieure aux autres familles mais il existe également une grande hétérogénéité au sein de ces familles.

La résistance à la flexion de la dentine et de l'émail varie en fonction des sites étudiés. Les données compilées donnent une résistance à la flexion moyenne de 181 (\pm 34,1) MPa pour la dentine et 121,1 (\pm 18,1) MPa pour l'émail [14,22].

1.9.3. Dureté (Vickers)

La dureté ou microdureté est la capacité d'un matériau à s'opposer à une déformation plastique locale sous charge. Elle reflète la difficulté de polissage du matériau et la résistance à l'abrasion [71]. Elle est aussi un bon indicateur du degré de conversion (DC). Elle est influencée par la polymérisation de la phase organique et hautement corrélée au taux de charges.

La microdureté de la dentine et de l'émail sont estimées respectivement à 65,6 (\pm 3,9) et 274,8 (\pm 18,1) VHN [14].

Encore une fois les composites compactables et nanohybrides ont une microdureté supérieure à celle des composites fluides et microchargés.

Tableau 2 : Comparaison des données des fabricants et expérimentales de certaines résines composites [65].

Résine composite	Viscosité	Charges		Données fabricant		Données expérimentales 2mm - 4mm	
		% Poids	% Vol	Mod d'élasticité GPa	Rés. Flexion MPa	Mod. D'élasticité GPa	Res. Flexion MPa
Filtek Bulk (3M)	Basse	64,5 %	42,5 %	<5 GPa		4,56 – 3,1	125,2 – 114,12
SDR Dentsply	Basse	68 %	45 %	5,7 GPa	115 MPa	7,04 – 4,95	128,05 – 110,84
Venus BF (Heraeus Kulzer)	Basse	65 %	38 %	5,3 GPa	120 MPa	4,17 – 3,3	118,24 – 116,82
X-tra Base (Voco)	Basse	75 %	58 %	9 GPa	141 MPa	7,34 – 6,26	126,11 – 110,79
TetricEvoCeram Bulk Fill (Vivadent)	Haute	77 %	54 %	10 GPa	120 MPa	6,72 – 4,96	100,86 – 96,13
X-tra fill (Voco)	Haute	86 %	70 %	16 GPa	145 MPa	8,74 – 7,81	108,78 – 98,124
Quix-fill (Dentsply)	Haute	85,5 %	66,6 %	10 GPa	115 MPa	11,98 – 12,01	137,83 – 134,19
Sonic fill (Kerr)	Haute	83,5 %	83 %	10 GPa	185 MPa	5,52 – 5,71	121,32 – 97,84
Filtek Bulk posterieur (3M)	Haute	76,5 %	58,84 %	10 GPa	150 MPa	7,13 – 5,2	133,86 – 128,28

1.9.4. Résistance à la fracture

La résistance à la fracture est une donnée moins étudiée en ce qui concerne les tissus naturels de la dent. La valeur varie beaucoup en fonction de l'orientation des tubules de la dentine ou des prismes d'hydroxyapatite de l'émail. Elle est estimée à $3,03 (\pm 0,31) \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ pour la dentine et $1,244 (\pm 0,12) \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ pour l'émail [13,24].

La comparaison des propriétés entre les matériaux est un sujet largement étudié dans la littérature. Les chercheurs rencontrent plusieurs obstacles dans cette démarche : la diversité de composition et de viscosité des composites limitent les conclusions concernant l'influence d'un facteur particulier [37]. Les

études obtiennent des performances significativement différentes pour une même caractéristique et un même matériau dues à la diversité des tests et des conditions dans lesquelles ils sont réalisés.

De plus, des différences sont observées entre les données expérimentales et les données des fabricants comme le montre la figure 14. Ces derniers sur-évaluent systématiquement leurs produits. Par exemple, certains auteurs recommandent de doubler le temps de photopolymérisation conseillé par les fabricants [6].

Enfin il faut garder en tête que le matériau idéal dans toutes les conditions n'existe pas. L'amélioration d'une caractéristique sera souvent obtenue aux dépens d'une autre. Il faudra alors faire un compromis entre elles [6].

2. Secteur postérieur

2.1. Caractéristiques du secteur postérieur

Les dents du secteur postérieur sont soumises à de fortes contraintes mécaniques. Lors de l'activité masticatoire normale, les forces sont comprises entre 8 et 880N [29]. Les dents sont soumises à des charges répétitives dont les pics sont estimés à 50-60 N et approximativement 1 200 000 cycles de mastication pour une période de 5 ans [25]. Elles augmentent en cas de bruxisme, de morsure sur un corps dur, de traumatisme ou d'édentement non compensé [29].

2.2. Restaurations du secteur postérieur

Toute restauration oblige le praticien à prendre en considération de nombreux paramètres pour obtenir des soins pérennes. Les secteurs postérieurs assurent, entre autres l'efficacité masticatoire. Le choix du type de restauration, du design de préparation et des matériaux doit s'adapter en particulier à :

- l'hygiène bucco-dentaire, les habitudes (bruxisme, érosion...), la motivation, le facteur financier,
- le nombre de dents à restaurer,

- la valeur intrinsèque de la dent : niveau de délabrement, tissus résiduels, situation pulpaire, rapport couronne/racine, nombre de cavités à restaurer,

- la valeur extrinsèque de la dent : contexte parodontal, localisation, présence de dents antagonistes, nombre de dent restantes, contexte occlusal.

La résistance de la dent est amoindrie d'environ 50 % en cas de perte d'une crête marginale et de 63 % lors de la perte de deux crêtes marginales, soit lors d'une cavité mésio-occluso-distale (MOD) [56].

La notion du gradient thérapeutique est déterminante. L'objectif est de préserver les tissus et la vitalité de la dent. Il est possible de réaliser une restauration directe, une restauration indirecte partielle adhésive ou une restauration indirecte par préparation périphérique totale.

La limite entre ces choix de restaurations directes ou indirectes n'est pas nette. Il convient de fonder la décision thérapeutique sur une analyse bénéfices/risques [59].

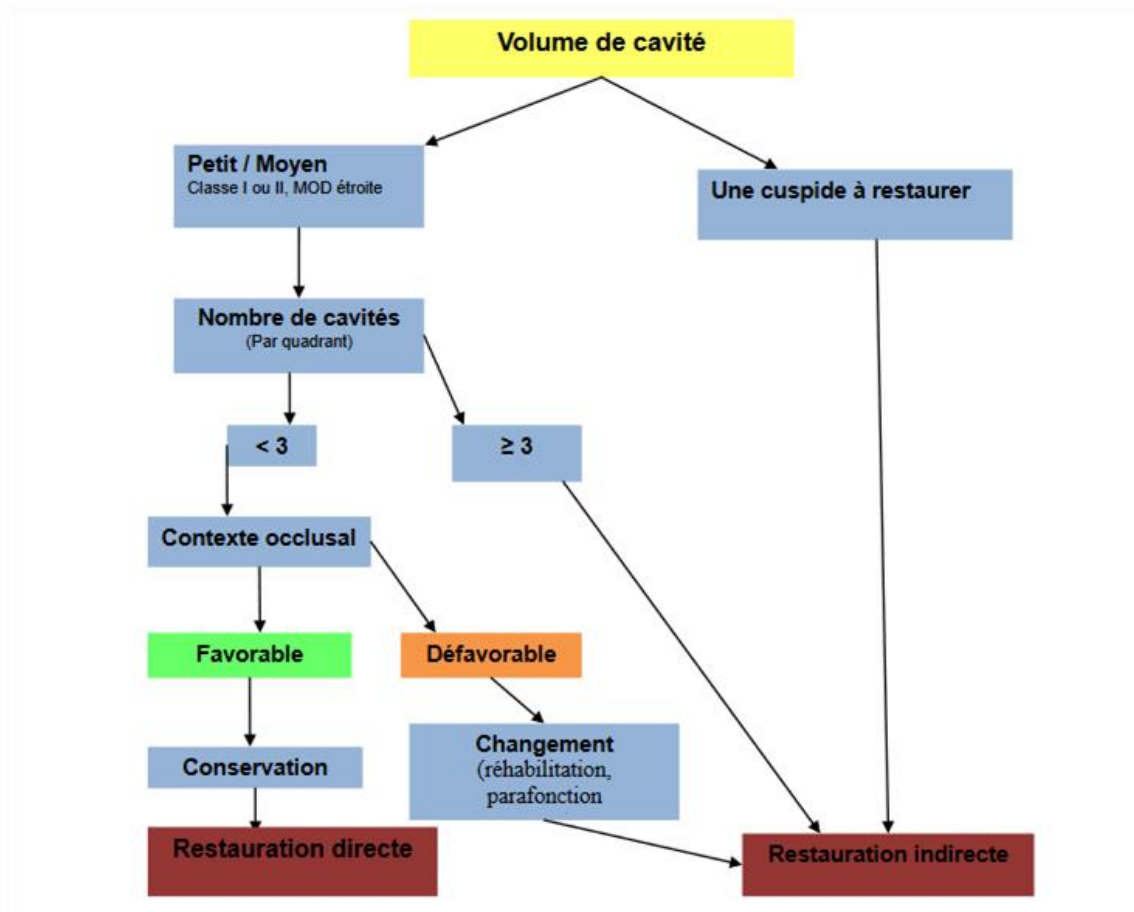


Figure 12 : Arbre décisionnel de restauration en fonction du volume cavitaire [16].

2.2.1. Restaurations directes

La restauration directe est le choix thérapeutique le plus employé au cabinet. Elle présente des avantages : un seul temps au fauteuil, coût moindre pour le patient, répond aux exigences esthétiques et mécaniques. Mais il faut lui associer ses inconvénients : qualité praticien-dépendante, caractéristiques mécaniques plus faibles que les restaurations indirectes.

Reproduire la structure dentaire de la manière la plus fiable avec une anatomie occlusale, un joint marginal et des points de contact adéquats représente un véritable challenge pour les chirurgiens-dentistes [12,48].

Les matériaux utilisés sont principalement les résines composites mais il existe également les ciment verres ionomères (CVI) ou encore l'amalgame qui tend à ne plus être utilisé.

La Section Européenne de l'Académie de Dentisterie Opératoire (AODES) tout en prenant acte de certains inconvénients et limites inhérentes aux résines composites, reconnaît leur utilisation comme étant la plus appropriée en secteur postérieur pour de multiples situations cliniques : traitement de lésions carieuses primaires, remplacement de restaurations directes défectueuses, restaurations de dents fracturées... [45]

Les contre-indications apparaissent peu nombreuses. Les limites infra-gingivales ou altérations tissulaires importantes (troubles de la minéralisation) sont selon les situations cliniques des contre-indications relatives voir contournables. Cependant l'impossibilité de travailler à l'abri des fluides oraux ou encore l'allergie à un des constituants sont, elles, des contre indications totales [52].

2.2.2. Restaurations indirectes partielles

Les restaurations indirectes partielles sont des pièces prothétiques fabriquées en laboratoire de prothèse ou usinées au cabinet. Destinées à remplacer une perte de substance dentaire localisée au niveau de la couronne, elles sont assemblées par collage [41].

En fonction du niveau de délabrement, il existe trois types de restaurations indirectes postérieures [51].

- les inlays : pas de recouvrement cuspidien,
- les onlays : recouvrement d'au moins une cuspide,
- les overlays : recouvrement de toutes les cuspides.

Les inlays-onlays présentent de nombreux intérêts :

- intégration dans le principe d'économie tissulaire,
- possibilité de ré-intervention,
- restaurations des propriétés mécaniques et esthétiques,
- reproduction fidèle de l'anatomie dentaire : surface occlusale, points de contact, adaptation marginale,

- adaptation à l'environnement parodontal [16].

Les matériaux utilisés pour fabriquer ces restaurations sont diverses : composite, composite hybride renforcé en céramique, céramique, métal.

La restauration en technique indirecte permet également de réduire considérablement le stress de polymérisation puisque dans le cas de restauration collées, la polymérisation se limite à la fine couche de composite de collage [20].

La réussite de ces restaurations est en partie praticien-dépendante. Elle s'appuie sur le choix du matériau, la procédure de collage employée et la méthodologie opératoire suivie pour obtenir des résultats prévisibles et reproductibles [40].

Les indications se posent en fonction de la situation clinique [35] :

- les inlay-onlays sont à privilégier lors de la restauration de plusieurs dents sur un même quadrant. Il est ainsi possible de traiter toutes les dents en même temps en réduisant le nombre de séances et permettant au laboratoire d'optimiser les points de contact.

- les dents difficiles d'accès peuvent rendre complexe la technique directe et indiquer la technique indirecte notamment en cas de restauration distale d'une molaire avec une ouverture buccale limitée.

Les contre-indications sont [38] :

- volume de cavité insuffisant et/ou une faible épaisseur occlusale,
- limite sous gingivale ou quantité d'émail insuffisante,
- hygiène du patient insatisfaisante, manque de motivation ou risque carieux du patient élevé.

Une étude *in vitro* sur dents naturelles traitées endodontiquement souligne l'importance du design de préparation sur la survie d'une pièce prothétique. Elle compare le comportement de dents intactes à celui de dents restaurées par endo-couronne, inlay et onlay. Une substructure composée soit de composite renforcé en fibre de verre (EverX®) soit d'un nanohybride (G-aenial®) est appliquée sous les inlays et onlays. Les résultats de l'étude montrent que la résistance à la fracture et la possibilité de ré-intervention est plus influencée par

le design de préparation que par le type de matériau. Dans cette étude, l'endocouronne présente les meilleurs résultats de survie, suivie de l'onlay grâce au recouvrement cuspidien puis de l'inlay [70].

2.2.3. Couronne périphérique

La couronne périphérique permet de restaurer une dent fortement délabrée. Dans le respect du gradient thérapeutique, il est préférable de choisir une solution plus conservatrice si elle est possible. Une couronne peut être scellée ou collée.

2.3. Causes d'échec

2.3.1. Fracture du matériau

La fracture des restaurations composites en secteur postérieur est la cause principale d'échec. Elle survient aussi bien à court et long terme. Quelque soit son âge, elle représente un risque considérable pour la restauration [2,40,41].

Les fractures sont classées en 2 catégories de gravité selon si elles sont non réparables et remettent en question le pronostic de la dent ou si elles sont au contraire réparables.

Une fracture non réparabile comprend la fracture de l'organe dentaire au-delà de la jonction amélo-cémentaire. Elle est verticale ou oblique. Les limites cervicales des tissus résiduels sont alors infra-gingivales voir infra-osseuses. Elle requiert donc l'extraction dentaire.

Une fracture réparabile concerne le matériau de restauration uniquement ou comprend également les tissus dentaires avec une orientation globalement horizontale qui laisse les limites cervicales accessibles, supra-gingivales ou légèrement infra-gingivales [57].

Sur la figure ci-dessous, une fracture réparabile (b) et non réparabile (c).

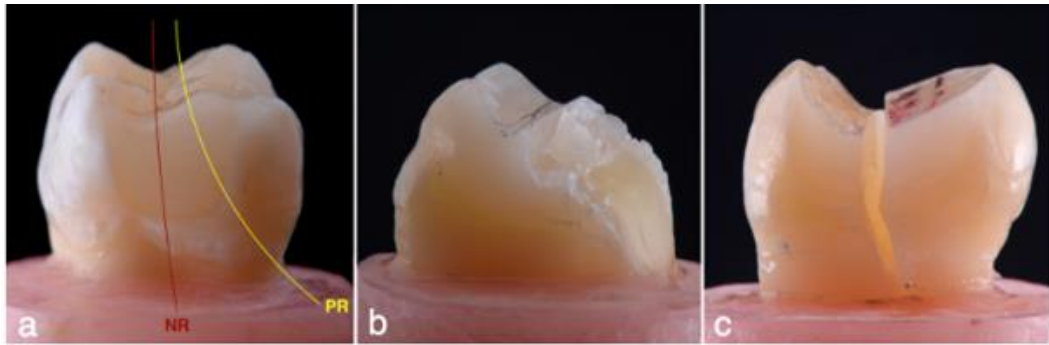


Figure 13 : Mode de fracture des spécimens après un test cyclique de contraintes jusqu'à fracture [57].

Il existe de nombreux facteurs qui influencent l'apparition de fractures. Parmi eux le volume de restauration qui tend à réduire la longévité des restaurations ou encore le bruxisme qui accélère la fatigue du matériau [54].

Le statut endodontique de la dent est aussi à prendre en compte. Des études cliniques montrent que les restaurations sur dents traitées endodontiquement ont un taux d'échec augmenté de 2 à 12,4 % [39].

La jonction amélo-dentinaire d'une dent saine amortit et empêche la propagation d'une fracture. C'est ce modèle que les fabricants cherchent à reproduire dans le concept biomimétique par l'intermédiaire d'un adhésif si l'émail doit être remplacé ou par l'interface entre un matériau de substitution dentinaire et un autre de recouvrement lorsque la perte de substance est amélo-dentinaire [29].

2.3.2. Lésion carieuse secondaire

La récurrence carieuse est la 2e cause d'échec. Elle se développe sur le long terme.

Les causes sont multiples. L'étiologie est la présence de plaque notamment liée à une hygiène bucco-dentaire insuffisante. La cause iatrogénique remet en cause la conception de la restauration : une mauvaise adaptation marginale et un défaut de point de contact entraîneront de la rétention de plaque. Un défaut de polymérisation formera un hiatus au niveau du joint de la restauration et ainsi la percolation bactérienne.

3. Le cas du composite EverX® (GC)

3.1. *Présentation générale*

EverX Posterior® (GC), est un composite de restauration apparu en 2013. C'est un composite bulk enrichi en fibre de verre courtes discontinues et orientées aléatoirement. Sa matrice organique est constituée de Bis-GMA, TEGDMA et PMMA. La partie inorganique représente 74,2 % du poids total et 53,6 % de son volume [58], avec des fibres de verre courtes de type E-glass [2].

Selon le fabricant il est indiqué pour la substitution dentinaire dans les zones soumises à un stress important telles que les secteurs postérieurs. Le fabricant précise qu'il doit être recouvert d'un composite chargé en occlusal.

3.2. *Composition*

3.2.1. *Matrice*

Les résines époxy ou de monomères de di-méthacrylate (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) retrouvées dans les composites dentaires classiques sont utilisées pour les CRF. Elles forment, après polymérisation des polymères réticulés. Certains CRF comme l'EverX® ont une matrice contenant également des polymères linéaires de PMMA pour augmenter la ténacité et les propriétés adhésives du matériau. Cette association de polymères réticulés et linéaires est appelée réseau semi-interpénétré de polymères (Semi-IPN) [62,70].

Ce système Semi-IPN ainsi que les groupes hydroxyles présents à la surface des fibres confèrent une meilleure adhésion et imprégnation de celles-ci dans la matrice organique. De plus, un traitement chimique de silanisation parfait cette adhésion [68].

Ces propriétés renforcent la proximité des fibres avec la résine pour jouer le rôle souhaité. En effet l'objectif est que les forces mécaniques soient transmises aux fibres de verre pour limiter la fracture au niveau de la résine.

3.2.2. Fibres

Les fibres présentes dans ce composite sont des fibres de verre type E. Ce qui différencie le plus ce matériau des autres composites renforcés en fibres de verre est la longueur des fibres. Les autres matériaux (Alert®, EasyCore®, Build-It®, Ti-Core®) sont composés de fibres dont la longueur est bien inférieure au millimètre, entre 20 et 60 μm . EverX® présente des fibres dont la longueur est comprise entre 0,3 et 1,9 mm, respectant donc la notion de longueur critique (0,5-1,6 mm)[32,34,39].



Figure 14 : Image microscopique des fibres de verre au sein de l'EverX Posterior® [2].

Selon l'étude de Garoushi et al. cette donnée explique l'amélioration de la résistance à la fracture et pas seulement, elle permet aussi d'arrêter la propagation des fractures[33].

3.3. Caractéristiques de l'EverX

3.3.1. Propriétés mécaniques

Selon une étude comparative de plusieurs composites « bulk fill » dont l'EverX®, les propriétés mécaniques de ce dernier seraient supérieures. Cette étude *in vitro* a pour but d'évaluer plusieurs propriétés telles que : le module de

flexion, la résistance à la fracture ou encore la microdureté. Les composites comparés dans cette étude sont : EverX posterior® (GC), Filtek Bulk Fill®(3M ESPE), SonicFill® (Kerr corp.), SureFil® (SDR, Dentsply), Venus Bulk Fill®, Tetric Evo Ceram Bulk fill® (Ivoclar, Vivadent) et Xtra Base® (Voco) [2].

Les résultats des tests montrent une résistance à la fracture significativement supérieure pour l'EverX® (3,1 MPa.m^{1/2}) comparé aux « bulk-fill », sauf pour Venus Base® (2,26 MPa.m^{1/2}) et Filtek® (2,52 MPa.m^{1/2}) avec lesquels la supériorité n'est pas significative.

Les tests de module de Young et de résistance à la flexion sont considérés comme de bons indicateurs pour le comportement des matériaux en conditions normales de mastication. Les résultats de l'étude confirment les données de la littérature existante. L'EverX® présente un module de Young significativement supérieur comparé aux autres (14,6 GPa à 2mm). En seconde position, le Sonic Fill® (12,47 GPa) puis le TetricEvoCeram® (10,87 GPa). Concernant la résistance à la flexion, il n'y a pas de différence significative entre l'EverX® (153.6 MPa), SureFil® et Filtek® mais ces trois derniers sont supérieurs par rapport aux autres [2]. L'étude de Goracci et al. évalue même cette dernière à 201 MPa [48].

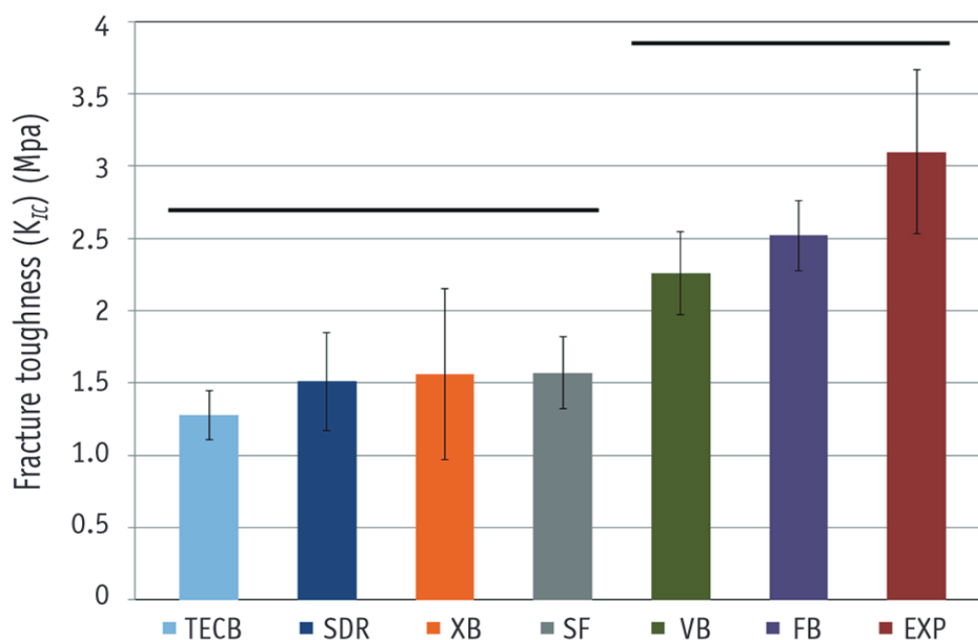


Figure 15 : Résistance à la fracture comparée des composites. TECB, TetricEvoCeram bulkfill ; SDR, SureFil SDR ; XB, Xtra Base ; SF, SonicFill ; VB, Venus Bulk fill ; FB, Filtek bulkfill ; EXP, EverX Posterior [2].

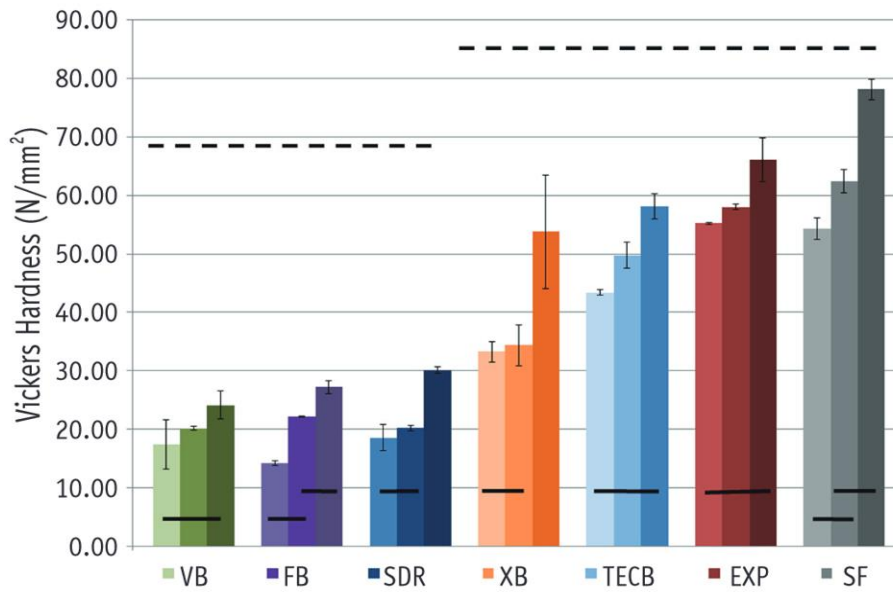


Figure 16 : Graphique illustrant la dureté des composites. TECB, TetricEvoCeram bulkfill ; SDR, SureFil SDR ; XB, Xtra Base ; SF, SonicFill ; VB, Venus Bulk fill ; FB, Filtek bulkfill ; EXP, EverX Posterior [2].

De plus, le taux volumique de charge est souvent associé au module de flexion [37]. Cette étude montre un point intéressant: l'EverX n'a pas le plus haut taux de charge (53.6% alors que TetricEvoCeram 61%) mais a des performances aussi bonnes voir meilleures ce qui semble confirmer l'efficacité du renforcement en fibre de verre.

Tableau 3 : Résistance à la flexion (MPa) et module de flexion (GPa) pour les groupes de 2 mm et 4 mm d'épaisseur [2].

	Flexural strength (σ , MPa)		Flexural Modulus ($E_{flexural}$, GPa)	
	2 mm	4 mm	2 mm	4 mm
SonicFill	157 ± 16 ^K	147 ± 20 ^k	12.4 ± 1.6 ^A	6.5 ± 0.5 ^{a*}
EverX Posterior	153 ± 9 ^K	140 ± 14 ^{kl}	14.6 ± 1.6 ^A	6.9 ± 0.5 ^{a*}
X-tra base	150 ± 8 ^K	124 ± 13 ^{lm}	10.7 ± 1.3 ^A	5.7 ± 0.4 ^{b*}
Filtek bulk fill	139 ± 9 ^{kl}	139 ± 9 ^{kl}	6.3 ± 0.4 ^B	4.0 ± 0.1 ^{c*}
Surefil SDR	129 ± 13 ^{LM}	121 ± 19 ^{lm}	7.2 ± 1.2 ^B	3.9 ± 0.4 ^{c*}
Tetric evoceram bulk fill	118 ± 11 ^L	112 ± 26 ^L	10.8 ± 0.6 ^A	5.6 ± 0.2 ^{b*}
Venus bulk fill	116 ± 5 ^L	121 ± 10 ^l	5.0 ± 0.4 ^B	2.8 ± 0.2 ^{d*}

Une autre observation faite dans cette étude est le fait qu'après fracture des spécimens utilisés, les fragments sont restés attachés pour l'EverX®.

Cette particularité dépendrait notamment de l'orientation multidirectionnelle des fibres. Le phénomène de fracture, au lieu d'être instantané serait avec ce type de composite un processus étendu dans le temps. L'énergie est absorbée d'une fibre de verre à l'autre et diminue le stress pour aboutir à une fracture moins catastrophique. Les fractures sont réduites en nombre, en longueur et tendent à rester sous forme de micro-fractures [26].

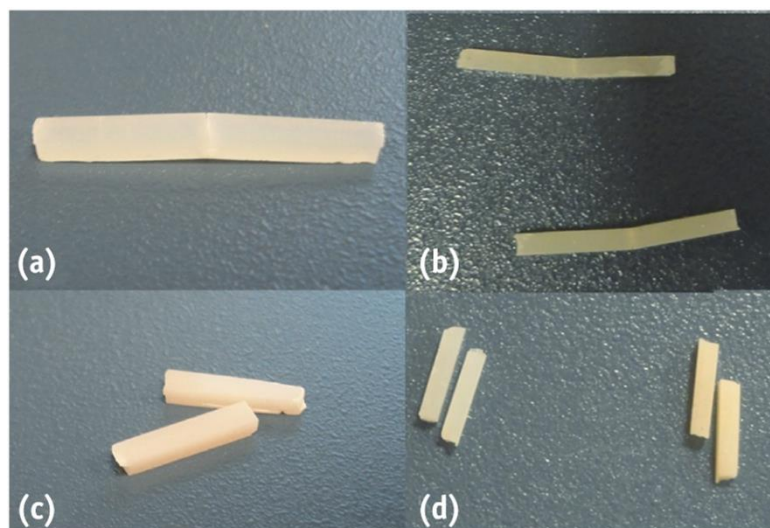


Figure 17 : Photographies des spécimens après tests de résistance à la fracture (a) et résistance à la flexion (b) pour EverX® et d'autres composites bulks illustrant différents types de fractures [2].

Les images de microscopie électronique montrent encore mieux le rôle des fibres de verre. Cette propriété est importante cliniquement puisqu'elle montre à la fois la résistance mécanique du composite mais aussi son opposition au déplacement qui prévient la formation de hiatus et ainsi la percolation bactérienne. Enfin cette caractéristique donnerait une meilleure aptitude à la réparation.

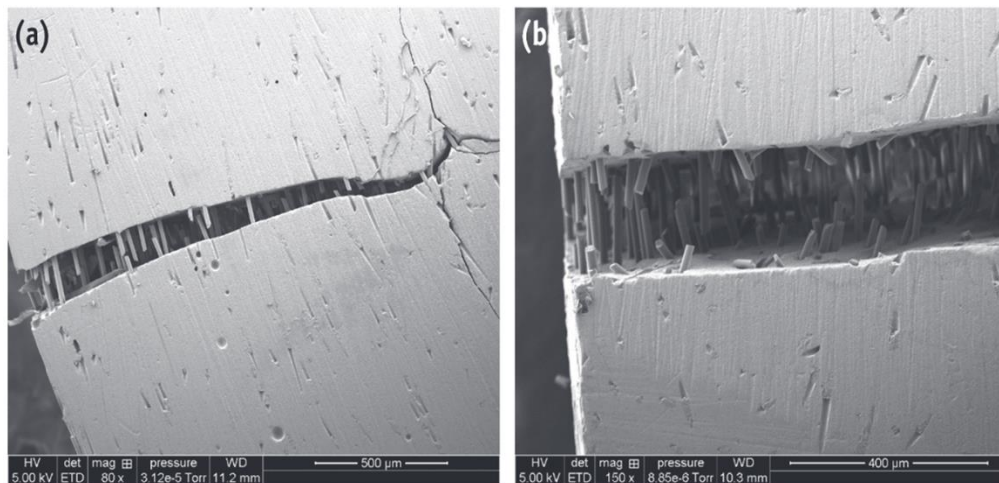


Figure 18 : Photographie de microscopie électronique à balayage après test de résistance à la fracture du matériau [2].

En 2016, une étude menée par Abdul-Monem et al. compare la résistance à la fracture et à la flexion de l'EverX Postérieur® et deux composites nano-hybrides. Après immersion dans de l'eau distillée à 37°C pendant 1 jour, 3 mois et 6 mois les tests sont réalisés. Les résultats montrent que, malgré une diminution des propriétés mécaniques, le composite renforcé en fibres de verre reste le plus performant. Cette étude suggère le maintien du comportement mécanique dans le temps et sa supériorité par rapport aux résines conventionnelles [1].

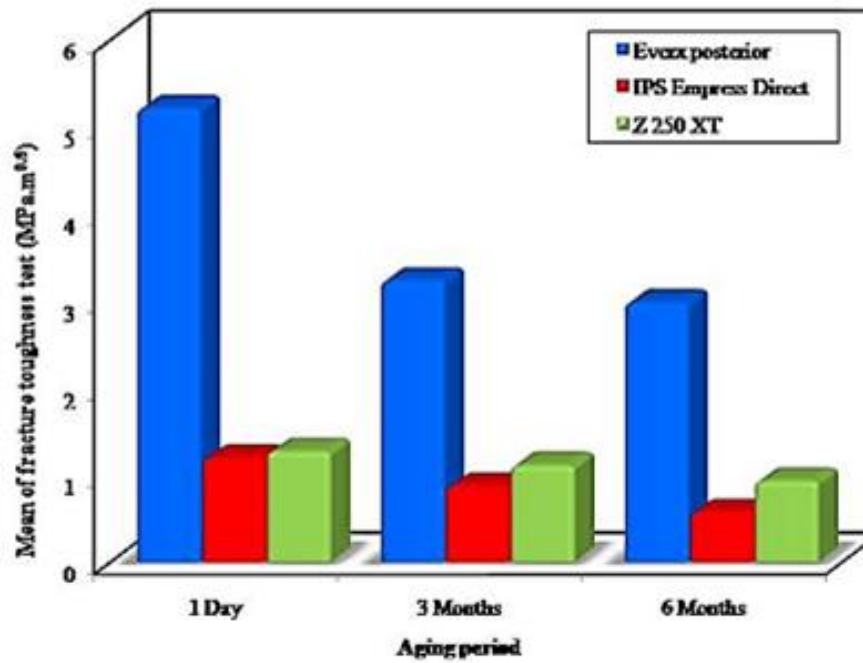


Figure 19 : Comparaison entre les différents composites après la même période d’immersion et son effet sur la résistance à la fracture [1].

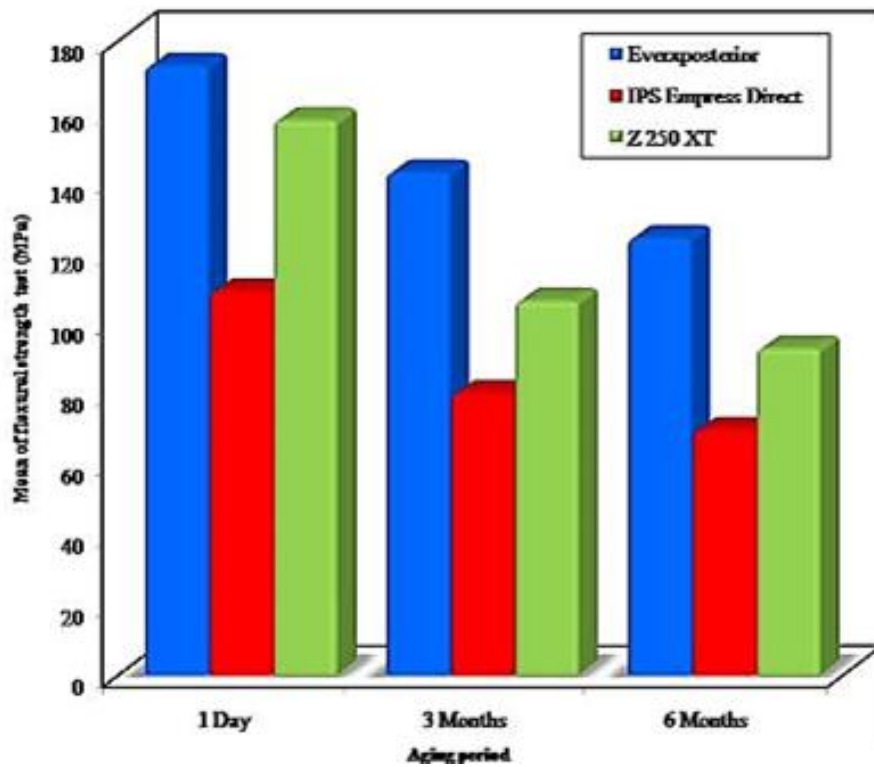


Figure 20 : Comparaison entre les différents composites après la même période d’immersion et son effet sur le module de flexion [1].

Les images de microscopie électronique semblent montrer également la propriété attendue des fibres sur l'inhibition des micro-fractures au sein de la résine.

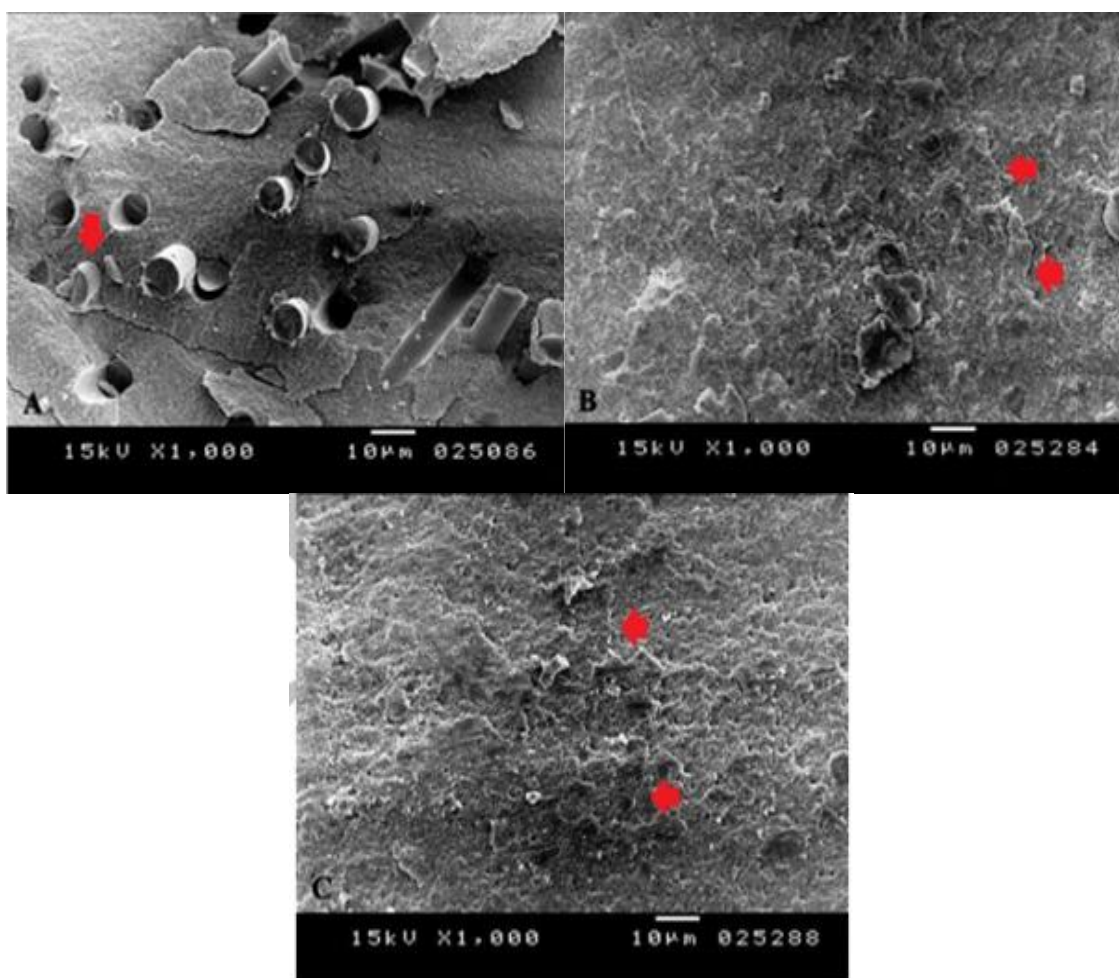


Figure 21 : Photographies de microscopie électronique à balayage des tests de résistance à la fracture après immersion pendant 6 mois. EverX® (A) ; Composite nano-hybride renforcé en céramique (B) ; composite nano-hybride renforcé en zirconie [1].

Sur la figure 24, les flèches rouges montrent les micro-cracks dans la matrice des matériaux. Les fibres du composite renforcé en fibres de verre agissent comme inhibiteurs de fracture. Les charges des deux autres composites n'ont pas réussi à jouer ce rôle.

Dans le même esprit, l'étude conduite par Hanan Al Sunbul et al. étudie l'influence de plusieurs solvants sur les propriétés mécaniques (microdureté et résistance au cisaillement) de plusieurs types de résines composites. Les solvants sont l'eau, un mélange d'eau et d'éthanol et le MEK (méthyl-ethyl-

kétone). Ces deux derniers sont des milieux qui simulent un contexte alimentaire extrême pour reproduire un vieillissement accéléré des restaurations composites. Les résultats de cette étude montrent bien une diminution des propriétés des composites avec cependant le meilleur score de Vickers pour EverX Posterior® (61.42 VHN sec).

Concernant la résistance aux forces en cisaillement, le composite TetricEvoCeram et EverX posterior qui partagent les monomères Bis-GMA dans leur matrice, aucune différence significative n'a été observée [32,58].

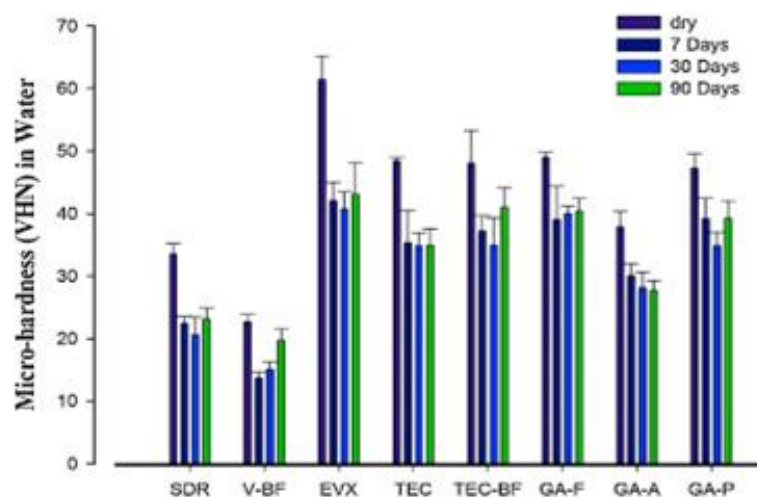


Figure 22 : Graphique illustrant les résultats des matériaux aux tests de micro-dureté après immersion dans l'eau. SDR, Surefil SDR ; V-BF, Venus Bulkfill ; EVX, EverX Posterior ; TEC, TetricEvoCeram ; TEC-BF, TetricEvoCeram Bulkfill ; GA-F, G-aenial Universal flo ; GA-A, G-aenial anterior ; GA-P, G-aenial posterior [58].

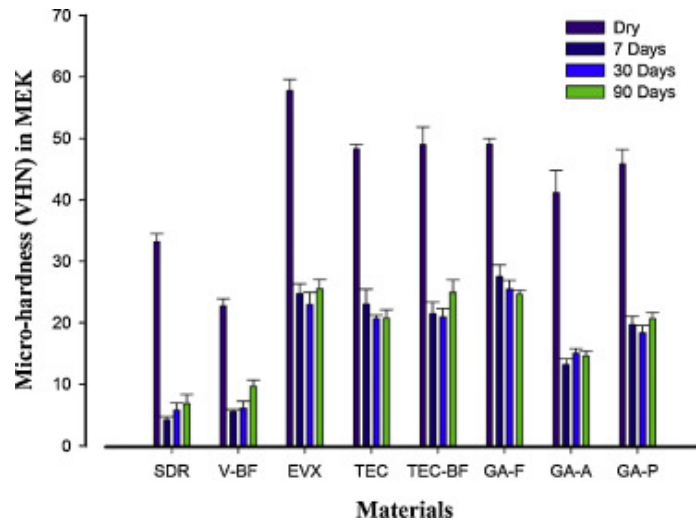


Figure 23 : Graphique illustrant les résultats des matériaux aux tests de micro-dureté après immersion dans le MEK. SDR, Surefil SDR ; V-BF, Venus Bulkfill ; EVX, EverX Posterior ; TEC, TetricEvoCeram ; TEC-BF, TetricEvoCeram Bulkfill ; GA-F, G-aenial Universal flo ; GA-A, G-aenial anterior ; GA-P, G-aenial posterior [58].

Cependant une autre étude menée par Fronza et al. rapporte des performances mécaniques intermédiaires concernant EverX® comparé à d'autres résines conventionnelles. Une explication possible est la taille des spécimens de résine utilisés dans cette étude. En effet les blocs de composite étaient petits (0.5mm) avec un test biaxial de force de flexion dirigé comme perpendiculairement aux fibres de verre, réduisant considérablement les capacités du matériau.

3.3.2. Propriétés adhésives

Tsujimoto et al. ont observé une relation entre les propriétés mécaniques et la pérennité de l'adhésion de ce type de composite renforcé. Ils ont montré que la résistance aux contraintes de cisaillement était significativement meilleure pour les matériaux renforcés en fibres de verre courtes. Ils ont également conclu que compte tenu des performances de résistance à la fracture ($2.8 \text{ Mpa m}^{1/2}$) et les propriétés adhésives avec un adhésif universel, ce matériau devrait montrer un meilleur comportement dans les zones de haut stress tels que les secteurs postérieurs comparé aux résines composites conventionnelles [60].

De plus, la présence des fibres et leur orientation contribueraient à limiter la couche d'inhibition de l'oxygène améliorant ainsi, peu importe le traitement de surface, la durabilité de l'adhésion à la dentine et au composite [8].

3.3.3. Photopolymérisation

La polymérisation du composite est une étape charnière comme décrit précédemment. Une étude *in vitro* a évalué l'influence de l'épaisseur des incréments sur la force d'adhésion et la transmission de la lumière de plusieurs composites : des « bulk-fill » et EverX®. Les résultats montrent tout d'abord un degré de conversion de 80 % (cliniquement recommandé [50]) à 4 mm de profondeur après 20s de photopolymérisation pour EverX® soit au moins équivalent aux « bulk-fill ». Ensuite, la résistance au cisaillement, représentative de la force d'adhésion est significativement supérieure pour EverX® avec des incréments de 2 mm et 4 mm. Les auteurs concluent donc que ce composite peut être appliqué aussi bien en masse que par incréments de 2 mm [53].

Une autre étude montre une différence de microdureté au test de Vickers pour certains composites « bulk-fill » (SDR, Xenus Base, Fill-Tek®) entre 2 et 4 mm de profondeur mais pas de différence significative pour EverX® (58 – 55VHN) [2].

Selon l'étude d'Omran et al. comparant la profondeur de polymérisation de différents composites et la force d'adhésion à la dentine, les fibres de verre contenues dans EverX® posterior favorisent la transmission de la lumière au sein de la matrice grâce à leur indice de réfraction. La conséquence clinique est un degré de conversion plus élevé et plus profond améliorant l'adhésion aux tissus dentaires [53].

3.4. Indications

EverX Posterior® est indiqué dans le remplacement dentinaire des secteurs soumis à un haut stress occlusal notamment pour les larges cavités de dents vitales ou dévitalisées. Il peut être employé pour des restaurations directes et indirectes telles que :

- 1) La restauration de dents traitées endodontiquement impliquant un RMIPP, un moignon pour couronne périphérique, ou en substructure d'une endocouronne,
- 2) La restauration de cavité médium à large site 1 et 2 SiSta (cavité MOD),
- 3) La protection ou restauration de cuspide,
- 4) « Build-up » pour couronne périphérique,
- 5) FRC-RBFDPs : prothèse fixée collée avec composite renforcé en fibre de verre.

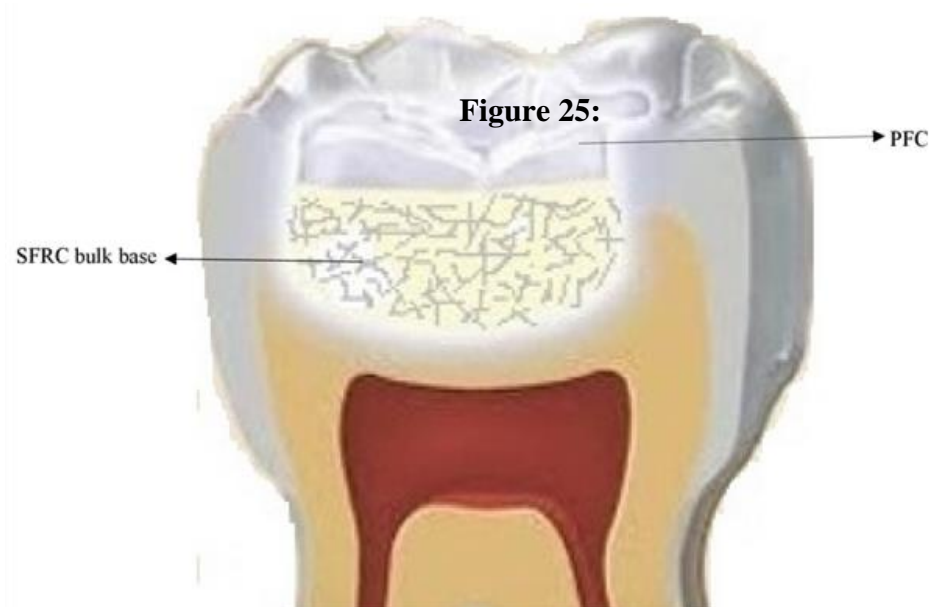


Figure 24 : Représentation schématique de la technique de restauration par substitution dentinaire par un composite renforcé en fibres de verre recouvert par un composite conventionnel [30].

Une étude *in vitro* a soumis un test de fatigue accéléré à trois types de restaurations de cavités mésio-occluso-distales : restaurations composites en technique directe (EverX® recouvert du composite Gradia direct Posterior®), inlay en technique semi-directe (Gradia direct Posterior®) et inlay en technique indirecte (Cerasmart CAD/CAM®). Dans cette étude les dents restaurées sont des molaires maxillaires extraites, de taille similaire. Des cycles de fatigue accélérée ont été appliqués pour simuler une mastication axiale isométrique d'intensité croissante. Le taux de survie très important pour chacun des groupes a amené l'équipe de chercheur à réaliser ensuite un deuxième test de fatigue ultra-accéléré jusqu'à fracture.

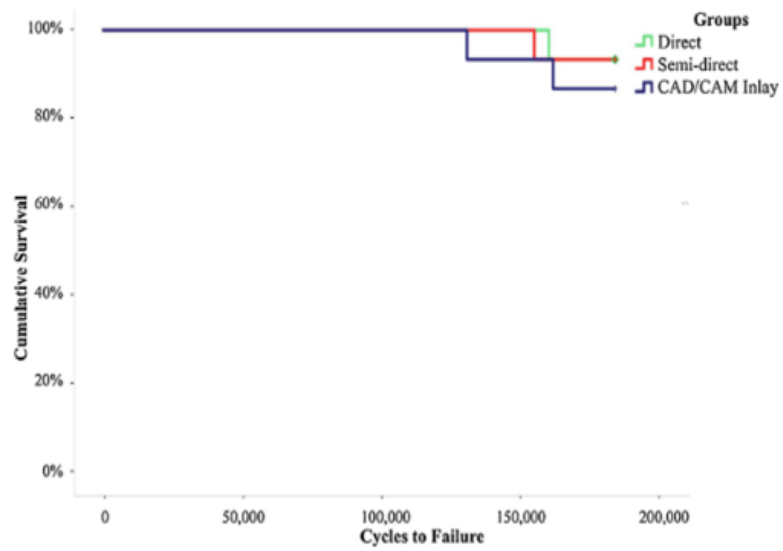


Figure 25 : Courbes de Kaplan-Meier de survie pour tous les groupes au test de fatigue accéléré [57].

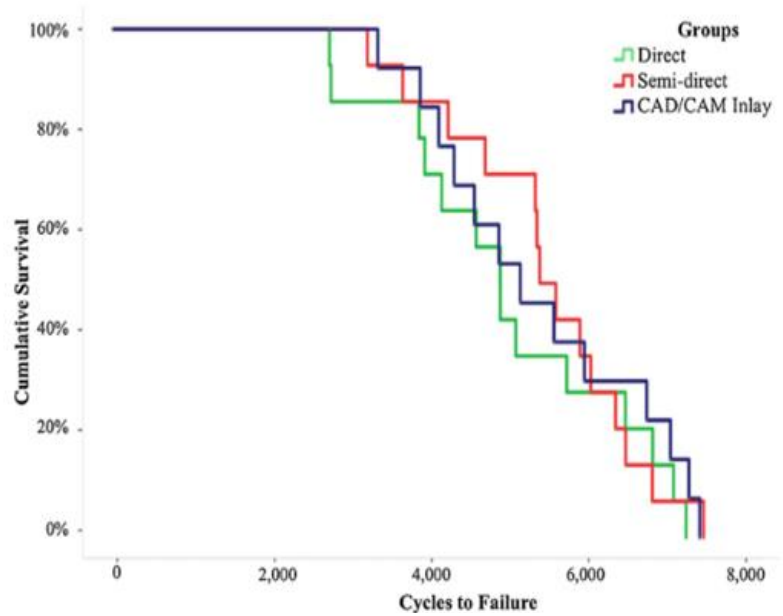


Figure 26 : Courbes de Kaplan-Meier de survie pour tous les groupes au test de fatigue ultra-acceléré jusqu'à fracture [57].

Les résultats sont similaires pour les différents types de restauration. Aucune différence significative n'a été observée ce qui tend à démontrer l'efficacité de la restauration en technique directe avec EverX® pour de larges MOD [57].

3.5. Limites

La restauration dentaire par technique directe présente par définition des difficultés. La reproduction de l'anatomie fonctionnelle, esthétique et non iatrogène est un acte délicat qui mettra à l'épreuve le praticien et lui demandera de suivre un protocole clinique fiable et reproductible.

L'utilisation d'un matériau de substitution dentinaire ajoute donc une étape non négligeable dans ce protocole déjà complexe. Il est indéniable que la technique directe reste la plus fiable [57].

Le renforcement des composites en fibres de verre est aujourd'hui suffisamment documenté pour considérer l'avantage qu'il peut représenter dans de nombreuses indications. Cependant le composite EverX® ne bénéficie que de dix ans de recul clinique. Les études qui présentent un bon niveau de standardisation sont essentiellement conduites *in-vitro*, elles ne rendent pas compte du comportement réel de ce matériau en bouche sur le long terme.

3.6. Protocole clinique

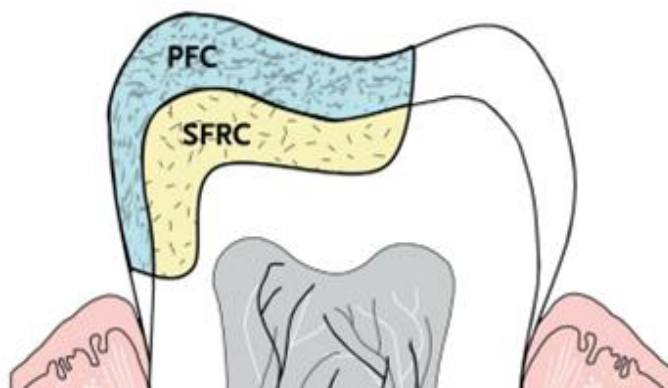


Figure 27 : Représentation schématique d'une restauration biomimétique : substitution dentinaire par SFRC recouvert par un composite conventionnel [39].

Les études montrent que l'épaisseur de la substructure (type SFRC) a une importance capitale pour maximiser les propriétés mécaniques de l'EverX. Premièrement, la couche de substructure doit être au moins épaisse de 2mm pour conserver les propriétés isotropiques du matériau [55]. Ensuite l'épaisseur optimale du matériau de recouvrement est comprise entre 1,5 à 2 mm [31]. Un comportement biomécanique est ainsi assuré se rapprochant de celui de la dent naturelle. Le composite enrichi en fibres de verre remplace la dentine et le matériau de recouvrement remplace l'émail. La jonction entre les deux correspond à la jonction amélo-dentinaire [2].

3.7. *Tableau récapitulatif*

Tableau 4 : Données compilées des paramètres physiques et mécaniques. EXP, EverX posterior.

	Email	Dentine	EXP	PCF
Module d'Young (GPa)	82,5	18,5	9,5	TECBF: 5,84 Xtra fill : 8,27 Filtek Bulk : 6,16 Quixfill : 11,99
Résistance à la flexion (MPa)	121,1	181	124	TECBF : 98,45 Xtra fill : 103,45 Filtek Bulk : 131,07 Quixfill : 136,01
Dureté (VHN)	274,8	65,6	61,4	TECBF : 48,07 GA-P : 47,19
Résistance à la fracture (MPa.m ^{1/2})	1,24	3,03	2,4 - 2,9	Filtek Bulk : 1,7
Profondeur de polymérisation (pour 20s et 80 % de DC)			4 mm	4 mm pour les Bulk fill
Contraction volumique de polymérisation			1,15 %	1,3 – 2,4 %
Contrainte de polymérisation (MPa)			5,16	3,94 – 10,45 (18 composites)

3.8. Cas cliniques

Les cas cliniques présentés ont été réalisés par Keulemans F., Garoushi S. et Lassilla L. et ont été publiés dans leur livre *Fillings and core build-ups. Clinical guide to principles of Fiber-reinforced Composites in Dentistry*.

3.8.1. Cas clinique 1

Situation clinique : Homme âgé de 49 ans avec restauration amalgame inadaptée et une lésion carieuse sur la deuxième prémolaire mandibulaire droite (45).

Le choix thérapeutique est de déposer l'ancienne restauration et de la remplacer par un composite en technique directe avec substructure en composite renforcé en fibre de verre (EverX®) et un composite hybride de recouvrement (Filtek Supreme XTE® ; 3M ESPE).



Figure 28 : Situation préopératoire : vue clinique d'un amalgame défectueux avec une lésion carieuse secondaire [39].

Etape 1 : Dépose de l'ancienne restauration et curetage de la lésion carieuse.

Etape 2 : Pose de la digue dentaire.

Etape 3 : Nettoyage de la cavité par micro-abrasion à l'alumine 50µm.



Figure 29 : Après dépose de l'ancienne restauration et curetage carieux, la digue dentaire est posée et deux matrices sectorielles sont placées en mésial et distal [39].

Etape 4 : Pose du composite par technique centripète. La cavité est transformée en cavité simple à une face en disposant d'abord 1mm de composite hybride pour reconstruire les faces proximales. Ensuite EverX® est placé par incréments de 2mm de manière oblique et enfin il est recouvert en occlusal par le composite hybride.



Figure 30 : Restauration des murs interproximaux par le composite nano-hybride selon la technique centripète [39].

Etape 5 : Ajustements occlusal et proximal puis polissage du composite.



Figure 31 : Substitution dentinaire par EverX Posterior® [39].



Figure 32 : Situation post-opératoire : la partie occlusale est construite avec le composite nano-hybride et la restauration est polie et ajustée en occlusal [39].

3.8.2. Cas clinique 2

Situation clinique : Homme âgé de 57 ans présentant une fracture non complexe d'une couronne sur sa canine maxillaire droite (13) traitée endodontiquement et avec une carie secondaire. Ce patient souhaitait par la suite une réhabilitation prothétique maxillaire par prothèse amovible partielle. Il a donc été décidé avec son accord de restaurer la dent par une reconstitution directe avec un ancrage radiculaire par un tenon fibré, un montage du moignon (build-up) par composite renforcé en fibre de verre et un recouvrement par un composite hybride.

Dans ce cas clinique la dent restaurée est une canine, dent du secteur antérieur. La restauration sort de l'indication postérieure étudiée ici mais permet d'aborder ce type de restauration réalisable en secteur postérieur.



Figure 33 : Situation pré-opératoire : canine fracturée traitée endodontiquement [39].

Etape 1 : Pose de digue.

Etape 2 : Curetage carieux.

Etape 3 : Préparation canalaire.



Figure 34 : Le canal est préparé pour le RMIPP [39].

Etape 4 : Collage du tenon fibré au composite *flow*.



Figure 35 : Collage du tenon fibré avec un composite fluide [39].

Etape 5 : Remplacement dentinaire et montage du *build-up* avec EverX®.



Figure 36 : Build-up avec SFRC comme substitution dentinaire [39].

Etape 6 : Recouvrement au composite hybride.



Figure 37 : Vue post-opératoire : le build-up est recouvert par le composite nano-hybride pour créer une restauration à tenon directe biomimétique [39].

3.8.3. Cas clinique 3

Situation clinique : Femme âgée de 44 ans venue pour un traitement endodontique de sa deuxième molaire mandibulaire gauche (37). Avec son consentement il est décidé de restaurer la dent par une endocouronne.

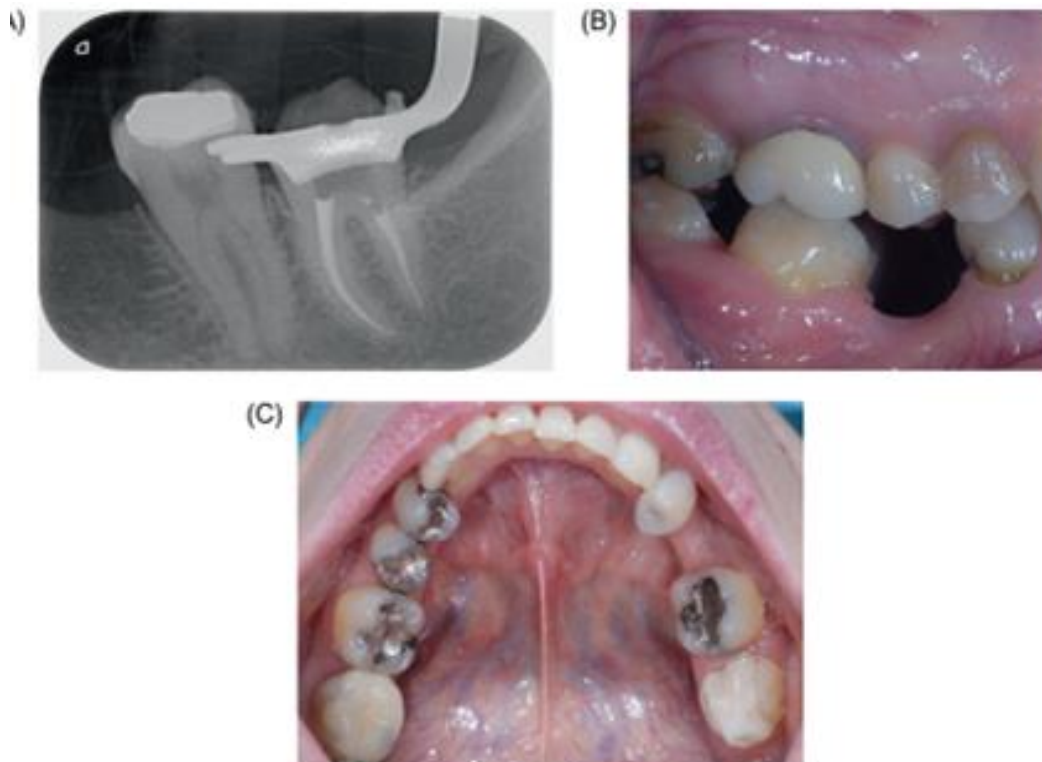


Figure 38 : Situation pré-opératoire : radiographie (A) ; vue vestibulaire (B) ; vue occlusale (C) [39].

Etape 1 : Pose de digue. Traitement endodontique, préparation périphérique et nettoyage de la chambre pulpaire par un sablage à l'alumine. Scellement des entrées canalaire au composite *flow*. Pose de composite hybride sur les parois de la chambre pulpaire pour la mise de dépouille et l'économie des tissus dentaires sains. Prise d'empreinte.

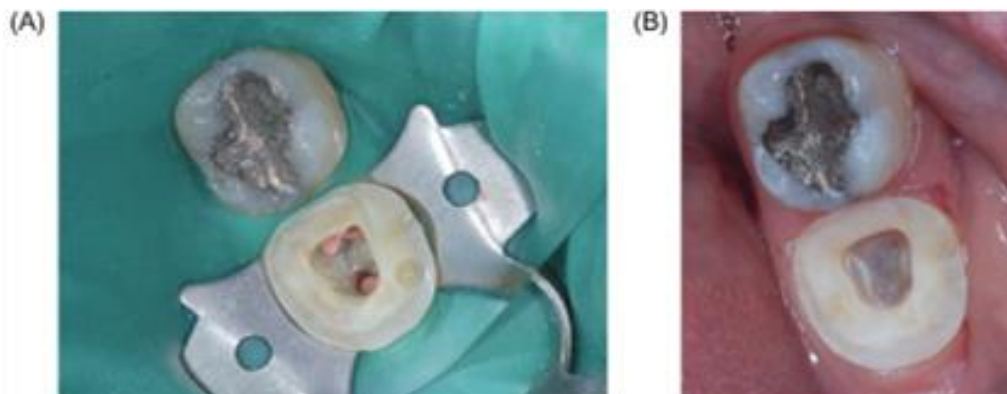


Figure 39 : Situation per-opératoire : ouverture de l'accès endodontique avant IDS (A) ; finition de la préparation endodontique après IDS (B) [39].

Etape 2 : Conception de l'endocouronne : le remplacement de la dentine est assuré par EverX® tandis que la partie amélaire est remplacée par un composite hybride.

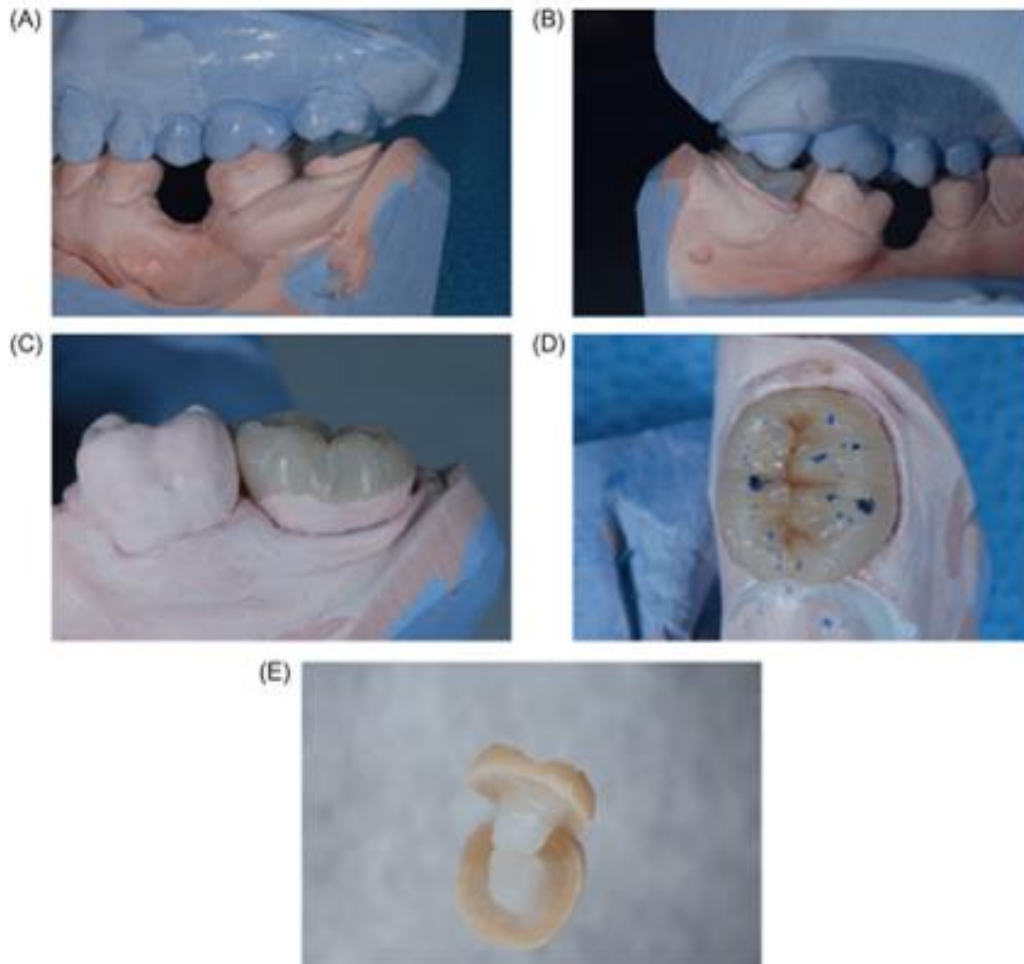


Figure 40 : Fabrication de l'endocouronne : substitution dentinaire par un moignon en SFRC (A) et (B) ; endocouronne avec remplacement amélaire par un composite nano-hybride conventionnel (C, D, E) [39].

Etape 3 : Deuxième séance clinique : Les surfaces prothétiques et dentaires sont traitées. L'intrados prothétique est sablé à l'alumine. La surface du composite hybride est mordancée à l'acide orthophosphorique puis silanée. La surface de EverX® est réactivée pendant 5 min avec une résine contenant du Bis-GMA. Les tissus dentaires sont sablés, mordancés sélectivement sur l'émail et un adhésif est appliqué.

Etape 4 : Collage avec un composite à prise dual.

Etape 5 : ajustement occlusal et polissage.

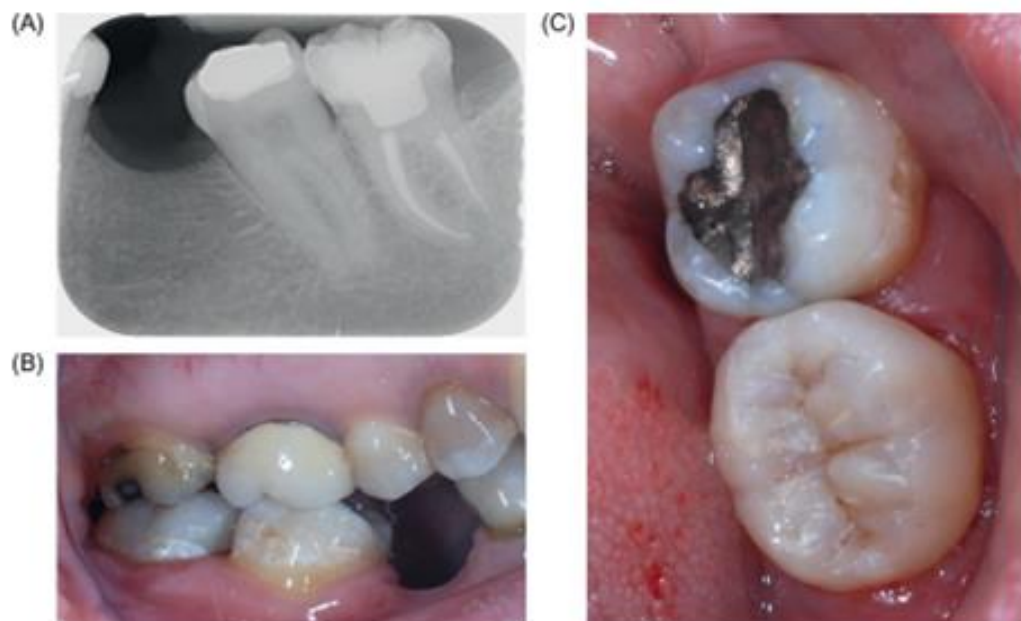


Figure 41 : Situation post-opératoire : radiographie (A) ; vue vestibulaire (B) ; vue occlusale (C) [39].

Conclusion

L'amélioration des propriétés mécaniques des composites au cours des dernières décennies a permis d'élargir considérablement leurs indications. Les performances, le gain de temps au fauteuil, la réparabilité et le faible coût pour le patient sont autant de raisons qui ont amené ce type de restauration à être la plus fréquemment réalisé au cabinet.

L'apparition de nouveaux composites, tel que l'Ever X Posterior®, s'inscrit pleinement dans l'évolution de la dentisterie restauratrice moderne. En effet ce matériau représente une innovation intéressante dans une optique biomimétique de remplacement des tissus dentaires.

Cette revue de la littérature montre de bonnes propriétés mécaniques et adhésives en substitut dentinaire, qui semblent au moins égaler celles des composites conventionnels. Les études vont dans le même sens et encouragent une utilisation plus fréquente avec comme objectif principal de stopper la propagation des fêlures et/ou de les prévenir en imitant au mieux la structure biomécanique de la dent naturelle.

Cependant la pose de composite reste un exercice difficile. Elle nécessite le respect d'un protocole rigoureux pour obtenir des résultats reproductibles et stables dans le temps. La substitution dentinaire par un matériau spécifique rajoute une complexité dans ce protocole.

De plus le recul des études cliniques est faible. Il est nécessaire d'analyser le comportement des restaurations sur le long terme pour confirmer les bons résultats obtenus jusqu'ici.

L'emploi de l'EverX Posterior® comme substitut dentinaire peut être considéré comme une solution thérapeutique améliorant les performances et le pronostic des restaurations directes et indirectes sous lesquelles il est utilisé. La poursuite des études indiquera sa place dans l'arsenal thérapeutique des chirurgiens-dentistes.

Index des figures

Figure 1 : Evolution au cours du temps des matériaux.	19
Figure 2 : Représentation schématique d'une résine composite [1].	19
Figure 3 : Vue en microscopie électronique à balayage environnementale des charges et d'une résine composite (Admira, Voco) à un grossissement x 20 000.	21
Figure 4 : Représentation schématique des différentes familles de résines composites.....	23
Figure 5 : Classification des résines composites en fonction des charges [1]. ..	26
Figure 6 : Aspect des fibres E-glass.....	32
Figure 7 : Représentation schématique des dispositions de fibres au sein d'une matrice [67]......	33
Figure 8 : Efficacité des propriétés mécaniques en fonction de la direction d'une contrainte appliquée [64]......	34
Figure 9 : Image au microscope électronique de fibres de polyéthylène [64]. ..	34
Figure 10 : Représentation schématique de la microstructure de la dentine [64].	36
Figure 11 : Illustration du joint de collage et de la contraction de prise [66]......	37
Figure 12 : Arbre décisionnel de restauration en fonction du volume cavitaire.	45
Figure 13 : Mode de fracture des spécimens après un test cyclique de contraintes jusqu'à fracture [48].	49
Figure 14 : Image microscopique des fibres de verre au sein de l'Ever X Posterior[50].	51
Figure 15 : Résistance à la fracture comparée des composites [50].	52
Figure 16 : Graphique illustrant la dureté des composites [50].....	53

Figure 17 : Photographies des spécimens après tests de résistance à la fracture (a) et résistance à la flexion (b) pour EverX et d'autres composites bulks illustrant différents types de fractures [50].	54
Figure 18 : Photographie de microscopie électronique à balayage après test de résistance à la fracture du matériau [50].	55
Figure 19 : Comparaison entre les différents composites après la même période d'immersion et son effet sur la résistance à la fracture [57].	56
Figure 20 : Comparaison entre les différents composites après la même période d'immersion et son effet sur le module de flexion [57].	56
Figure 21 : Photographies de microscopie électronique à balayage des tests de résistance à la fracture après immersion pendant 6 mois [57].	57
Figure 22 : Graphique illustrant les résultats des matériaux aux tests de microdureté après immersion dans l'eau [54].	58
Figure 23 : Graphique illustrant les résultats des matériaux aux tests de microdureté après immersion dans le MEK.	59
Figure 24 : Représentation schématique de la technique de restauration par substitution dentinaire [25].	61
Figure 25 : Courbes de Kaplan-Meier de survie pour tous les groupes au test de fatigue accéléré [48].	62
Figure 26 : Courbes de Kaplan-Meier de survie pour tous les groupes au test de fatigue ultra-accéléré jusqu'à fracture [48].	62
Figure 27 : Représentation schématique d'une restauration biomimétique : substitution dentinaire par SFRC recouvert par un composite conventionnel [2].	63
Figure 28 : Vue préopératoire	65
Figure 29 : Après dépose de l'ancienne restauration et curetage carieux, la digue dentaire est posée et deux matrices sectorielles sont placées en mésial et distal.	66
Figure 30 : Restauration des murs inter-proximaux.	67

Figure 31 : Substitution dentinaire par EverX Posterior.	67
Figure 32 : Vue post-opératoire.....	68
Figure 33 : Vue pré-opératoire : canine fracturée traitée endodontiquement.	69
Figure 34 : Le canal est préparé pour le RMIPP.	69
Figure 35 : Collage du tenon fibré avec un composite fluide.	70
Figure 36 : <i>Build-up</i> avec SFRC comme substitution dentinaire.....	70
Figure 37 : Vue post-opératoire.....	71
Figure 38 : Situation pré-opératoire.....	72
Figure 39 : Situation per-opératoire.....	72
Figure 40 : Fabrication de l'endocouronne	73
Figure 41 : Situation post-opératoire	74

Index des tableaux

Tableau 1 : Synthèse des différents composites "bulk-fill" actuellement disponibles [5].....	30
Tableau 2 : Comparaison des donnée des fabricants et expérimentales de certaines résines composites [65].....	42
Tableau 3 : Résistance à la flexion (MPa) et module de flexion (GPa) pour les groupes de 2 mm et 4 mm d'épaisseur [2].....	53
Tableau 4 : Données compilées des paramètres physiques et mécaniques. EXP, EverX posterior.....	64

Bibliographie

1. Abdul-Monem M, El-Gayar I, Al-Abbassy F. Effect of aging on the flexural strength and fracture toughness of a fiber reinforced composite resin versus two nanohybrid composite resins. *Alex Dent J.* 2016; 41:328-335.
2. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosgeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod.* 2015;40(4):262-70.
3. Sarfati A. Restauration adhésive des dents postérieures : intérêt de la vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium et réflexions sur la restauration de la chambre pulpaire. *Inf Dent.* 2020;3(1):208-2017.
4. Raskin A, Giraud T. Les résines composites - Partie 2. *BMC.* 2019;Vol 4(1):25-45.
5. Raskin A, Giraud T, Ramel C. Les résines composites - Partie 1. *BMC.* 2018;Vol 3(1):10-21.
6. A. Van Ende, J. Munck, D. Pedrollo Lise, B. Van Meerbeek. Bulk-Fill Composites : A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95-109.
7. Batalha-Silva S, de Andrada M, Maia H, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dent Mater.* 2013;29(3):324-31.
8. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila L, Vallittu P. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015;123(1):53-60.
9. Braga R, Ferracane J. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(3):176-84.
10. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):63-70.
11. Butterworth C, Ellakwa A, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update.* 2003;30(6):300-6.
12. Chandrapal A. Practical application of composite resin techniques in the posterior dentition. *Br Dent J.* 2016;220(5):271-2.
13. Chu K, Zhao C, Ren F. Measuring fracture toughness of human dental enamel at small scale using notched microcantilever beams. *Biosurface Biotribology.* 2021;7(4):228-32.
14. Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech.* 2014;5.
15. Condon J, Ferracane J. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1998;14(4):256-60.
16. Dahan L, Raux F. Pourquoi et quand faire un inlay-onlay ? *Inf Dent.* 2010;(34):7.
17. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25(6):435-40.
18. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396-9.
19. Decup Franck. Inlay onlay overlay... Paris: Éditions Espace id; 2015. 80 p. (L'essentiel).
20. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2015;31(3):e77-87.

21. Demarco F, Corrêa M, Cenci M, Moraes R, Opdam N. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Acad Dent Mater.* 2012;28(1):87-101.
22. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7:118-22.
23. Dyer S, Lassila L, Jokinen M, Vallittu P. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2004;20(10):947-55.
24. El Mowafy O, Watts D. Fracture toughness of human dentin. *J Dent Res.* 1986;65(5):677-81.
25. ElAyouti A, Serry M, Geis-Gerstorfer J, Löst C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J.* 2011;44(6):543-9.
26. Ereifej N, Oweis Y, Altarawneh S. Fracture of fiber-reinforced composites analyzed *via* acoustic emission. *Dent Mater J.* 2015;34(4):417-24.
27. Feilzer A, De Gee A, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636-9.
28. Forien J, Fleck C, Krywka C, Zolotoyabko E, Zaslansky P. In situ compressibility of carbonated hydroxyapatite in tooth dentine measured under hydrostatic pressure by high energy X-ray diffraction. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;50:171-9.
29. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent.* 2014;42(9):1143-50.
30. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu P, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Investig Clin Dent.* 2018;9(3):e12330.
31. Garoushi S, Lassila L, Tezvergil A, Vallittu P. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent.* 2006;34(3):179-84.
32. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu P, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 1 août 2013;29(8):835-41.
33. Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Mechanical properties and wear of five commercial fiber-reinforced filling materials. *Chin J Dent Res Off J Sci Sect Chin Stomatol Assoc CSA.* 2017;20(3):137-43.
34. Garoushi S, Vallittu P, Lassila L. Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *J Dent.* 2007;35(5):403-8.
35. 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 Off Publ Acad Dent Mater.* 2014;30(6):688-94.
36. Hervás-García A, Martínez-Lozano M, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Cir Bucal.* 2006 ;11(2):215-220.
37. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites : an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013;38(6):618-25.
38. Jacob G, Starbuck J, Fellers J, Simunovic S. Effect of fiber volume fraction, fiber length and fiber tow size on the energy absorption of chopped carbon fiber-polymer composites. *Polym Compos.* 2005;26(3):293-305.
39. Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Fillings and core build-ups. In: *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry* . Elsevier; 2017 p. 131-63..
40. Koubi S, Aboudharam G. Inlays/onlays en résine composite : évolution des concepts. :16.

41. Krämer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent.* 2000;25(6):466-72.
42. Kuijs R, Fennis W, Kreulen C, Barink M, Verdonchot N. Does layering minimize shrinkage stresses in composite restorations? *J Dent Res.* 2003;82(12):967-71.
43. Lien W, Vandewalle K. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater.* 2010;26(4):337-44.
44. Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):480-8.
45. Lynch C, Opdam N, Hickel R, Brunton P, Gurgan S, Kakaboura A, et al. Guidance on posterior resin composites. Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent.* 2014;42(4):377-83.
46. Magne P, Mahallati R, Bazos P, So W. Direct dentin bonding technique sensitivity when using air/suction drying steps. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2008;20(2):130-8; discussion 139-140.
47. Mangoush E, Säilynoja E, Prinssi R, Lassila L, Vallittu P, Garoushi S. Comparative evaluation between glass and polyethylene fiber reinforced composites : A review of the current literature. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(12):e1408-17.
48. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004;29(5):481-508.
49. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S. Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):581-7.
50. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks N, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1201-12.
51. Morimoto S, Rebello de Sampaio F, Braga M, Sesma N, Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985-94.
52. Mortier E, Balthazard R. Les résines composites utilisées en méthode directe... en toute simplicité. *BMC.* 2019 ;4(2).60-69
53. Omran T, Garoushi S, Abdulmajeed A, Lassila L, Vallittu P. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1717-24.
54. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007;23(1):2-8.
55. Paris T. Étude expérimentale de la résistance à la flexion et du module d'élasticité par un test de flexion de 10 composites « bulk-fill ». Faculté de chirurgie dentaire de Nice; 2016.
56. Reeh E, Messer H, Douglas W. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
57. Soares L, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater.* 2018;34(4):587-97.
58. Sunbul H, Silikas N, Watts D. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dent Mater.* 2016;32(8):987-97.
59. Tirllet G, Attal J. Le gradient thérapeutique : un concept médical pour les traitements esthétiques. *L'Information Dentaire.* 2009.p.2561.
60. Tsujimoto A, Barkmeier W, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson W, Latta M, et al. Relationship between mechanical properties and bond durability of short fiber-

- reinforced resin composite with universal adhesive. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(5):480-9.
61. Vallittu P. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1998;79(2):125-30.
 62. Vallittu P. Interpenetrating polymer networks (IPNs) in dental polymers and composites. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23(7-8):961-72.
 63. Vallittu P. High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dent Mater.* 2015;31(1):1-7.
 64. Vallittu P, Lassila V, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):607-12.
 65. Veloso S, Lemos C, Moraes S, Vasconcelos B, Pellizzer E, Monteiro G. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations.* 2019(23):221-233.
 66. Walter R. Bulk-fill flowable composite resins: critical appraisal. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(1):72-6.
 67. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992;8(5):310-9.
 68. Wu H, Dwight D, Huff N. Effects of silane coupling agents on the interphase and performance of glass-fiber-reinforced polymer composites. *Compos Sci Technol.* 1997;57(8):975-83.
 69. Zhang M, Matinlinna J. E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon.* 2012;4(1):73-8.
 70. Sperling L. Interpenetrating Polymer Network : an overview. *Advances in chemistry.* 2019;239.
 71. Lasfargues J. Les résines composites. Applications en dentisterie restauratrice. *Snpdmd.* 2007 : 7-36.

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2023 –

Restauration du secteur postérieur : indication d'un composite renforcé en fibres de verre / **Nathan DELEMOTTE**. – p.85 : ill. 41 ; réf. 71.

Domaine : Dentisterie restauratrice

Mots clés Libres : Composite fibré, Restauration directe, Fibre de verre

Résumé de la thèse en français

Le composite de restauration renforcé en fibres de verre semble améliorer la survie des dents postérieures délabrées en s'inscrivant dans le concept de la dentisterie restauratrice biomimétique.

L'objectif de ce travail est de comparer les caractéristiques mécaniques du composite renforcé en fibres de verre courtes EverX posterior GC® avec les autres composites disponibles sur le marché à partir de la littérature existante.

Il en résulte que ce composite représente un apport bénéfique lorsqu'il est utilisé en substitution dentinaire.

Cependant l'emploi de ce matériau implique le respect d'un protocole strict sans quoi il ne saurait atteindre les résultats attendus.

Ce matériau doit faire l'objet d'études cliniques sur le long terme pour assurer sa place dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Monsieur le Docteur Thibault BECAVIN

Monsieur le Docteur Henri PERSON

Adresse de l'auteur :