HAL open science

Les composites renforcés en fibres en 2018 : applications cliniques

Philippe Weitzel

To cite this version:

Philippe Weitzel. Les composites renforcés en fibres en 2018 : applications cliniques. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02127306

HAL Id: dumas-02127306

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02127306

Submitted on 13 May 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

MEMBRE DE
USPC
Université Sorbonne Paris Cité

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019 **N° 014**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 04 mars 2019

Par

Philippe WEITZEL

Les composites renforcés en fibres en 2018 : intérêts cliniques

Dirigée par M. le Docteur Éric Bonte

JURY

Mme le Professeur Catherine Chaussain	Président
M. le Docteur Jean-Claude Tavernier	Assesseur
M. le Docteur Éric Bonte	Assesseur
M. le Docteur Philippe François	Assesseur

CC BY NC ND

Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW
Mise à jour le 04 septembre 2018			

Remerciements

À Mme le Professeur Catherine Chaussain

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie d'avoir accepté de présider le jury de ma thèse d'exercice. Je vous remercie également pour vos qualités pédagogiques et humaines dont j'ai eu la chance de bénéficier durant mes années en clinique, et surtout la dernière pendant laquelle j'ai eu l'honneur de travailler à vos côtés dans le cadre de la consultation maladies rares. Soyez assurée de ma plus grande reconnaissance et de mon profond respect.

À M. le Docteur Jean-Claude Tavernier

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologiques

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Chevalier de l'ordre national du mérite

Officier de l'ordre des palmes académiques

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie du jury de ma thèse. Je vous suis également reconnaissant pour votre discours toujours positif et encourageant ainsi que pour votre enseignement de qualité. Je voulais exprimer ici mon plus grand respect.

À M. le Docteur Éric Bonte

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologiques

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ma thèse et de m'avoir guidé tout au long de son élaboration. Je vous suis particulièrement reconnaissant pour votre patience, votre disponibilité et vos précieux conseils tant dans ce travail que tout au long de mes études. Veuillez trouver ici le témoignage de mes remerciements les plus sincères.

À M. le Docteur Philippe François

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie du jury de ma thèse. Je tenais également à vous remercier pour m'avoir orienté vers ce sujet de thèse ainsi que pour votre sympathie, votre bonne humeur, votre enseignement de qualité et votre soutien tout au long de mes années cliniques, qui m'ont permis d'arriver là où j'en suis aujourd'hui. Soyez assuré de ma sincère gratitude et de mon profond respect.

Table des matières

INTRODUCTION **3**

1 : LES COMPOSITES RENFORCES EN FIBRES **4**

1.1. DEFINITION ET COMPOSITION 4

1.1.1. Définition *4*

1.1.2. Les différents types de fibres ajoutés *4*

1.1.3. Les différents types de résines utilisés *5*

1.1.4. Imprégnation des fibres avec la résine *6*

1.1.5. L'interface adhésive entre la résine composite et les fibres *6*

1.2. PROPRIETES MECANIQUES 7

1.2.1. Orientation des fibres *7*

1.2.2. Quantité et longueur des fibres *9*

1.2.3. Résumé des facteurs clés *10*

1.3. SYSTEME ADHESIF RECOMMANDE 10

1.3.1. Les systèmes adhésifs avec mordançage et rinçage *10*

1.3.2 Les systèmes adhésifs auto mordançants *10*

1.3.3 Système adhésif recommandé pour le collage des composites renforcés en fibres *11*

2 : APPLICATIONS CLINIQUES **12**

2.1. PROTHESE FIXEE 12

2.1.1. Structure *12*

2.1.2. Bridges en CRF en méthode directe *14*

2.1.3. Bridges en CRF en méthode indirecte *16*

2.1.4. Causes d'échecs et longévité des bridges en CRF *17*

2.1.5. Avantage et désavantages des bridges en CRF *18*

2.2. TENONS RADICULAIRES 18

2.2.1. Tenons préfabriqués en fibre de carbone *19*

2.2.2. Tenons préfabriqués en fibres de verre *20*

2.2.3. Tenons en fibres de verre formés individuellement *20*

2.2.4. Tenons préfabriqués en fibres de polyéthylène *21*

2.2.5. Longueur et largeur du tenon *22*

2.2.6. Radio-opacité *24*

2.2.7. Avantages et désavantages des tenons en CRF *24*

2.3. LES CONTENTIONS 25

2.3.1. Les différentes indications des contentions *25*
2.3.2. Apport des contentions en CRF *28*
2.4. PROTHESES AMOVIBLES 30
2.4.1. Principaux types d'échecs des prothèses amovibles *30*
2.4.2. Apport des CRF en prothèse amovible *31*
2.5. PROTHESES FACIALES 34
2.6. RESTAURATIONS COMPOSITES EN METHODE DIRECTE 34
3 : EVERX POSTERIOR 36
3.1. LES COMPOSITES « BULK FILL » 36
3.1.1. Indications *37*
3.1.2. Photopolymérisation *37*
3.2. LES SUBSTITUTS DENTINAIRES 37
3.2.1. Les différents Substituts dentinaires utilisés *38*
3.3. EVERX POSTERIOR® 39
3.3.1. Composition *39*
3.3.2. Indications *39*
3.3.3. Intérêts cliniques *40*
3.3.4. Limites *42*
CONCLUSION 43
BIBLIOGRAPHIE 44
TABLE DES FIGURES 47

Introduction

Les composites renforcés en fibres sont largement utilisés dans de nombreux domaines tels que l'aérospatiale, la construction, l'automobile ainsi que dans l'industrie du sport dans le but d'obtenir un renforcement des matériaux.

Dans le domaine de l'odontologie, les matériaux utilisés sont constamment soumis à des contraintes mécaniques du fait des cycles masticatoires répétés. La conception d'un matériau capable de résister à ces forces est donc primordiale pour obtenir des restaurations les plus durables possibles.

Les composites renforcés en fibres destinés à la pratique dentaire ont été pour la première fois décrits en 1962 par Smith D.C.[1] et ont depuis beaucoup évolué.

Ils présentent de nombreuses propriétés intéressantes et répondent au concept, de plus en plus répandu de nos jours, de « dentisterie minimalement invasive ». Ils permettent en effet la réalisation de restaurations présentant de bonnes propriétés mécaniques tout en respectant le principe de préservation tissulaire.

Ils sont aujourd'hui utilisés dans de nombreux domaines d'application tels que la prothèse amovible, prothèse fixée, parodontie, l'orthodontie, pour la réalisation de tenons radiculaires et plus récemment en dentisterie restauratrice.

C'est dans ce dernier domaine que l'évolution la plus récente a eu lieu, avec la sortie sur le marché en 2013 d'un nouveau composite de restauration renforcé en fibres de verre appelé everX posterior®. Celui-ci est indiqué en tant que substitut dentinaire dans les restaurations de large et moyen volume, surtout dans les secteurs postérieurs, où les contraintes mécaniques sont les plus fortes.

[1] Smith, « Recent developments and prospects in dental polymers ».

1 : Les composites renforcés en fibres

1.1. Définition et Composition

1.1.1. Définition

Les composites renforcés en fibres (CRF) sont un matériau qui résulte de la combinaison entre une matrice résineuse et des fibres. Celles-ci sont associées à la résine à travers une interface adhésive.

Ces fibres sont ajoutées dans le but d'offrir aux matériaux composites de meilleures propriétés mécaniques.

Les fibres reprennent l'essentiel des efforts mécaniques et la matrice a pour but d'assurer l'interaction entre les fibres ainsi que de transmettre les efforts mécaniques à celles-ci.

Il existe aujourd'hui de nombreux types de CRF utilisés en odontologie, qui se distinguent principalement par le type de fibre qui a été ajouté, leur orientation dans le matériau et la résine utilisée.

1.1.2. Les différents types de fibres ajoutés

Les fibres utilisées dans le domaine de l'odontologie sont les fibres de verre, de polyéthylène, de polyester, de carbone/graphite, d'aramide, de quartz de kevlar et de céramique.

De nos jours, les fibres de verre sont les plus répandues du fait de leur transparence ainsi que de leur état de surface qui permet une adhésion à la résine par un agent de couplage de type silane.[2]

Il y a 3 catégories de fibres de verres utilisées dans le domaine dentaire : E-, R-, S-Glass. Elles se différencient par leurs propriétés chimiques et mécaniques.

Le deuxième type de fibres le plus utilisé sont les fibres de polyéthylène. Elles sont très durables, sont formées de chaînes de polymères alignés, de faible module et densité et présentent une bonne résistance aux impacts.[3] De plus elles sont de couleur blanche ce qui rend leur utilisation en secteurs esthétiques envisageable.

[2] Matinlinna et Lassila, « An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry ».

[3] Mangoush et al., « Comparative evaluation between glass and polyethylene fiber reinforced composites : a review of the current literature ».

Les CRF de verre et de polyéthylène sont utilisés dans tous les domaines d'application.
Cependant une étude comparative réalisée récemment a conclu que dans la littérature, les CRF de verre présentent de meilleures caractéristiques que les CRF de polyéthylène dans la très grande majorité des cas.[3] Parmi les fibres de verre, la fibre E-glass est celle qui présente les meilleures caractéristiques.[4]

Figure 1 : Aspect des fibres E-glass

Source : HeBei ShengWei JiYe FRP Group Co., Lt, « Fiberglass E-glass fiber strand for chopped strand mat »

Les fibres de carbone sont de nos jours principalement utilisées pour la réalisation de tenons radiculaires. En effet le problème majeur dans l'utilisation des fibres de carbone/graphite est leur aspect inesthétique, qui limite leur champ d'application.
En règle générale, le choix du type de fibre utilisé se fera selon l'utilisation qu'on va en faire et les caractéristiques nécessaires propres au cas clinique.

1.1.3. Les différents types de résines utilisés

Les matrices composites utilisées dans les CRF sont constituées de résines époxy ou de monomères de di-méthacrylate (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) qui forment après polymérisation des polymères réticulés. Afin d'augmenter la ténacité et les propriétés adhésives de surface de cette matrice ainsi que pour faciliter la mise en œuvre du matériau, des polymères linéaires de PMMA sont parfois ajoutés, ce

[4] Vallittu et Mutlu, *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*.

qui donne après polymérisation une matrice contenant un mélange de polymères réticulés et linéaires appelée réseau semi-interpénétré de polymères (Semi-IPN).[5]
Les matériaux qui après polymérisation donnent des polymères réticulés uniquement offrent eux un meilleur module d'élasticité que les matériaux qui polymérisent en semi-IPN.[6]

1.1.4. Imprégnation des fibres avec la résine

Une bonne et grande surface de contact entre les fibres de renforcement et la résine composite est capitale pour obtenir une bonne adhésion. L'imprégnation désigne le fait que la résine pénètre dans les espaces entre les fibres. La bonne imprégnation dépend des propriétés de mouillage de surface des fibres, de la distance entres les fibres et de la viscosité de la résine composite utilisée.[3]

1.1.5. L'interface adhésive entre la résine composite et les fibres

La Structure et les propriétés de l'interface adhésive ont un rôle majeur dans les propriétés mécaniques et physiques des CRF.

Pour que les efforts mécaniques soient transmis aux fibres il faut une très bonne adhésion entre les fibres et la résine composite. La qualité de cette adhésion dépend de l'état de surface, du traitement de surface des fibres, ainsi que du type de résine utilisé.[7]

Les fibres de verre présentent à leur surface des groupes hydroxyles (-OH) qui permettent une bonne adhésion aux résines. On peut en plus promouvoir cette adhésion par un traitement chimique de surface appelé silanisation. Ce procédé améliore le mouillage de surface des fibres et permet des liaisons chimiques entre les fibres et la résine.[8]

---

[5] Sperling, « Interpenetrating polymer networks : an overview ».
[6] Pastila et al., « Effect of short-term water storage on the elastic properties of some dental restorative materials : resonant ultrasound spectroscopy study ».
[7] Murphy, *The reinforced plastics handbook*.
[8] Wu, Dwight, et Huff, « Effects of silane coupling agents on the interphase and performance of glass-fiber-reinforced polymer composites ».

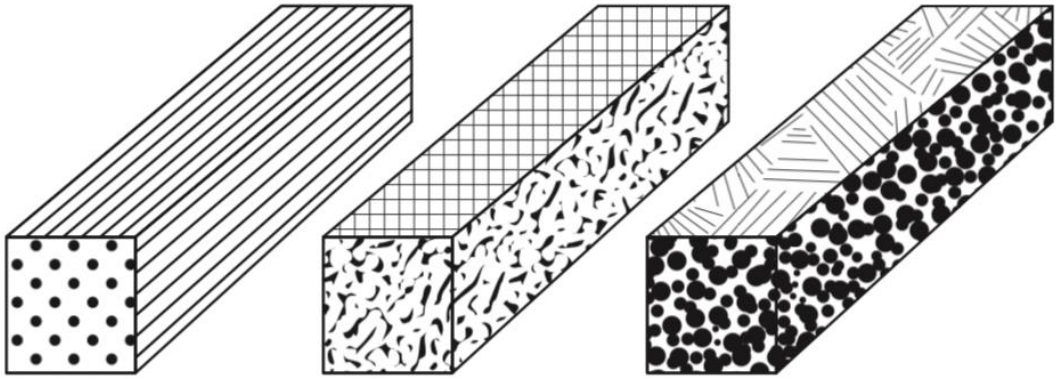
1.2. Propriétés mécaniques

L'efficacité de l'association entre résines composites et fibres dépend de nombreux facteurs tels que le type de résine utilisé, la quantité de fibres dans la matrice résineuse, leur adhésion à celle-ci, le type de fibres utilisé, leur longueur, position et orientation.[9]

1.2.1. Orientation des fibres

On distingue : une orientation unidirectionnelle, bidirectionnelle et une disposition aléatoire des fibres.

Figure 2 : Schéma représentant à gauche un CRF avec fibres unidirectionnelles, au milieu un CRF avec fibres bidirectionnelles et à droite un CRF avec fibres orientées aléatoirement

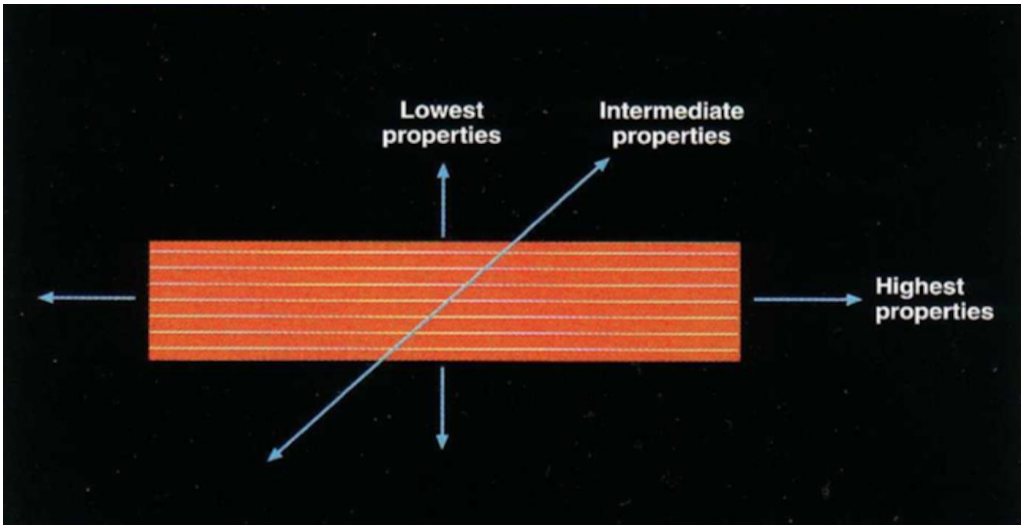


Source : Vallittu et Matinlinna, *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*, 2017

Les fibres unidirectionnelles offrent des propriétés mécaniques anisotropiques au matériau, c'est à dire qu'elles augmentent la résistance du matériau dans une seule direction. Leurs propriétés mécaniques sont maximales lorsque la contrainte de tension est parallèle aux fibres (figure 3). Elles sont surtout indiquées pour des applications cliniques où la direction de la plus grosse contrainte est prédictible comme pour les bridges dento-portés en CRF.[10]

[9] Butterworth, Ellakwa, et Shortall, « Fibre-reinforced composites in restorative dentistry ».
[10] Vallittu, « The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture ».

Figure 3 : Représentation schématique des différentes propriétés mécaniques selon l'orientation des fibres d'un composite renforcé en fibres unidirectionnelles

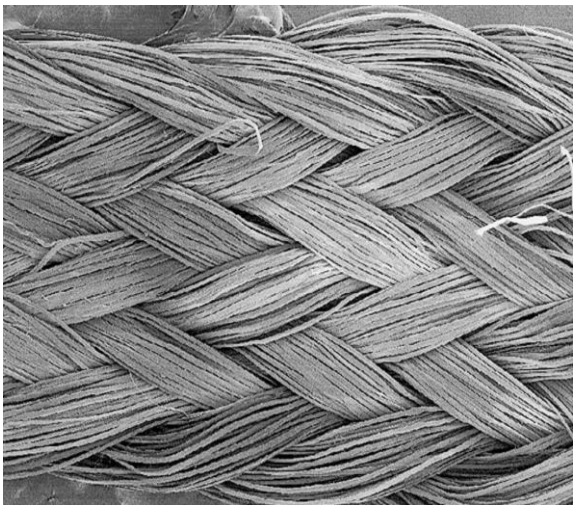


Source : Freilich et al. , *Fiber reinforced composites in clinical dentistry*, 2000

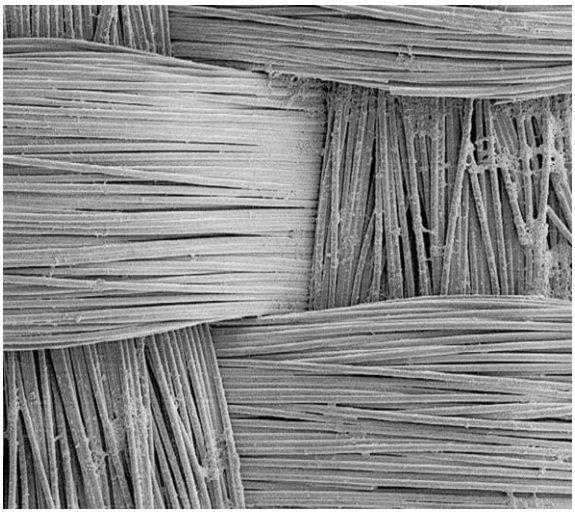
Les CRF avec fibres bidirectionnelles offrent un renforcement bidirectionnel des restaurations. Elles se présentent soit tressées (figure 4a) ou tissées (figure 4b).

Figure 4 : Aspect des fibres de polyéthylène tressées et tissées

a : fibres de polyéthylène tressées



b : fibres de polyéthylène tissées



Source : Strassler, « Fiber reinforcing materials for dental resins » , 2008

Les CRF avec des fibres orientées aléatoirement offrent des propriétés isotropiques au matériau, c'est à dire que le renforcement obtenu par les fibres est identique dans toutes les directions.[11]

1.2.2. Quantité et longueur des fibres

1.2.2.1. Quantité de fibres

De nombreuses études ont démontré la relation entre la quantité de fibres dans la matrice résineuse et les propriétés mécaniques.[12] [13] La résistance à la flexion et à la fracture augmentent linéairement avec l'augmentation du nombre de fibres. Il faut cependant trouver un équilibre entre le nombre de fibres et la quantité de résine. Une façon d'augmenter le nombre de fibres est de choisir des fibres au diamètre plus petit. Les fibres utilisées habituellement ont un diamètre situé entre 6 et 18 µm (micromètres).

1.2.2.2. Longueur des fibres

Les fibres longues et continues sont celles qui présentent les meilleures propriétés mécaniques anisotropiques car elles présentent une large surface de contact avec la résine permettant une meilleure adhésion avec celle-ci.[14]
Les fibres courtes et discontinues ont des propriétés mécaniques dépendantes de leur longueur.
La longueur la plus courte qui apporte de meilleures propriétés mécaniques est appelée la longueur critique. Les composites renforcés en fibres courtes ont des propriétés mécaniques moindres par rapport à ceux renforcés en fibres longues continues mais ils ont des propriétés mécaniques isotropiques lorsque les fibres sont disposées aléatoirement.

---

[11] Zhang et Matinlinna, « E-glass fiber reinforced composites in dental applications ».
[12] Jacob et al., « Effect of fiber volume fraction, fiber length and fiber tow size on the energy absorption of chopped carbon fiber-polymer composites ».
[13] Vallittu, Lassila, et Lappalainen, « Acrylic resin-fiber composite, part I : the effect of fiber concentration on fracture resistance ».
[14] Dyer, « Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite ».

1.2.3. Résumé des facteurs clés

L'efficacité du renforcement est intimement liée à l'orientation des fibres, leur longueur et leur nombre. Les fibres doivent avoir une bonne énergie de surface et être traitées (par silanisation ou autre) afin d'adhérer au maximum à la matrice résineuse.

Le bon positionnement des fibres dans les restaurations est également primordial. Celles-ci ont un effet de renforcement maximal si elles sont placées dans la région des restaurations où les contraintes de tension sont les plus fortes.
Enfin, parmi toutes les fibres utilisées jusqu'à présent pour renforcer les matériaux composites, les fibres de verre sont celles qui ont démontré les meilleurs résultats jusqu'à présent et sont donc les plus prometteuses.

1.3. Système adhésif recommandé

1.3.1. Les systèmes adhésifs avec mordançage et rinçage

Ceux-ci sont les plus utilisés de nos jours pour le collage. Ils sont mis en place en deux ou trois étapes. Un gel acide est d'abord appliqué afin d'éliminer la boue dentinaire et de déminéraliser les cristaux d'hydroxyapatite superficiels. Celui-ci est ensuite éliminé par rinçage et on applique ensuite un primer, qui va maintenir le réseau de collagène suffisamment poreux pour assurer la perméabilité de la dentine déminéralisée, ainsi qu'un adhésif, qui pénètre les tubules dentinaires et s'infiltre dans le réseau protéique inter et péri tubulaire créant ainsi une interface adhérente entre la dentine et le matériau composite.

1.3.2 Les systèmes adhésifs auto mordançants

Ceux-ci sont plus récents et sont mis en place en 1 seule ou deux étapes (respectivement SAM1 et SAM2). Les SAM1 rassemblent en un seul produit les composants nécessaires pour le mordançage ainsi que le primer et l'adhésif. Pour Le SAM 2, un primer acide est premièrement appliqué, suivi par l'application d'un adhésif.

Le principal avantage de ces systèmes est le gain de temps obtenu par la suppression de l'étape de rinçage ainsi que la diminution des sensibilités dentinaires post opératoires.
Pour assurer une bonne étanchéité marginale, Il est possible de mordancer à l'acide phosphorique les marges d'émail avant d'appliquer le SAM.

1.3.3 Système adhésif recommandé pour le collage des composites renforcés en fibres

Les propriétés de collage des CRF sont les mêmes que celles des résines composites classiques.
De plus, l'orientation des fibres au niveau de l'interface adhésive a une influence sur le retrait de polymérisation. Dans le sens des fibres, le retrait de polymérisation est significativement diminué, et dans le sens transversal de celles-ci, il reste semblable au retrait de polymérisation observé pour les résines composites de restauration.[15]

Pour le collage des CRF sur l'émail, le meilleur résultat est obtenu par la méthode de mordançage et rinçage en trois étapes (MR3) suivi par la méthode de mordançage et rinçage en 2 étapes (MR2).

Pour le collage des CRF à la dentine, Les meilleurs résultats sont obtenus en utilisant la méthode de mordançage et rinçage en trois étapes ainsi qu'avec les systèmes automordançants en 2 étapes (SAM2) contenant de l'hydroxy éthyl méthacrylate (HEMA), qui renforce le collage par sa capacité à pénétrer dans la phase linéaire du réseau semi-IPN des CRF.[16]

[15] Tezvergil, Lassila, et Vallittu, « The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites ».
[16] Tezvergil, Lassila, et Vallittu, « Microtensile bond strength of fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer matrix to dentin using various bonding systems ».

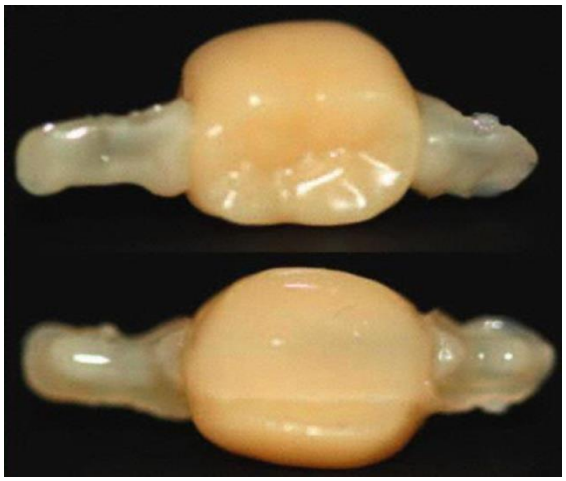
2 : Applications cliniques

2.1. Prothèse fixée

Du fait de leurs propriétés mécaniques, esthétiques et de leur adaptabilité aux différentes situations cliniques, offrant une option de traitement minimalement invasive, les composites renforcés en fibres sont de nos jours un matériau possible pour la réalisation d'éléments prothétiques fixes.

Ces éléments peuvent être réalisés en méthode directe ou indirecte et comprennent les bridges conventionnels, bridges collés, bridges à ailettes, bridges en extension (cantilever), bridges hybrides et bridges provisoires.

Figure 5 : Bridge en CRF avec intermédiaire en céramique



Source : Freilich et al. , *Fiber reinforced composites in clinical dentistry*, 2000

2.1.1. Structure

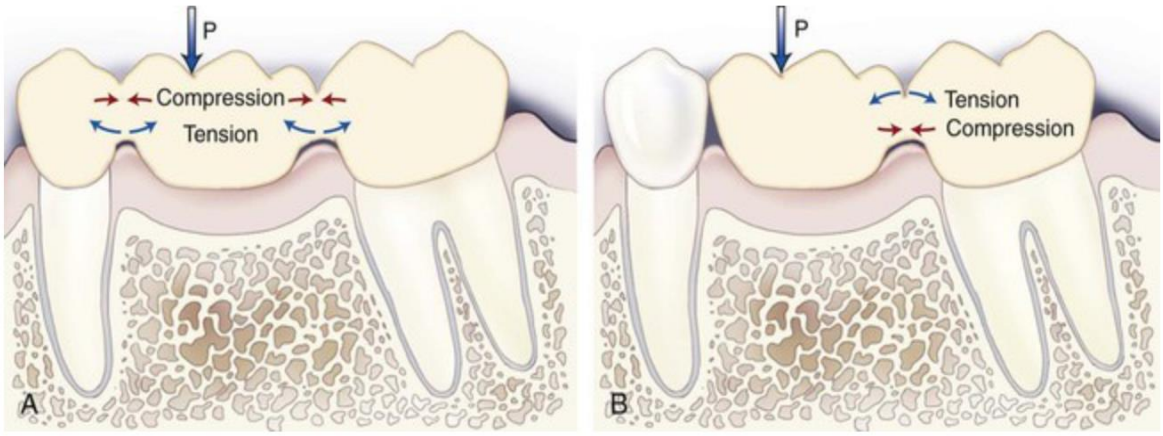
2.1.1.1. Types de fibres utilisés

Les fibres les plus utilisées pour cette application sont les fibres longues et continues, le plus souvent bi-directionelles, de verre (S-glass et E-glass) ou de polyéthylène du fait de leurs bonnes propriétés esthétiques, leur résistance élevée aux forces de tension ainsi que leur propriété d'arrêt de propagation des fissures.

2.1.1.2. Contraintes mécaniques et positionnement des fibres

Pour obtenir le meilleur renforcement possible, il faut placer les fibres parallèlement à la direction de la contrainte mécanique la plus forte. Dans un bridge à 3 unités, la contrainte maximale est située cervicalement au niveau de la jonction entre le pilier et l'intermédiaire, où il s'agit d'une contrainte de tension.[17] Pour les bridges cantilever, cette contrainte maximale est située du côté occlusal au niveau de la jonction entre le pilier et l'intermédiaire avec également une contrainte de tension (figure 6).

Figure 6 : Contraintes dans un bridge à 3 unités (A) et 2 unités (B)



Source : Pocket dentistry, « Mechanical properties of dental materials », 2015

L'intermédiaire du bridge doit, en plus des fibres continues entre les deux piliers, être renforcé avec des fibres orientées de vestibulaire en lingual, afin d'éviter son décollement de l'infrastructure.

Un bridge doit pouvoir résister aux forces masticatoires qui vont de 150 N en antérieur à 878 N en postérieur[18]. Selon une étude récente, les bridges CRF avec un intermédiaire en céramique peuvent résister à des forces masticatoires allant jusqu'à 1667N. Si un intermédiaire en Composite ou résine

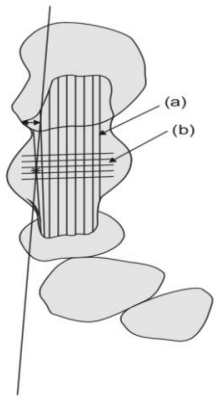
[17] Yang, Lang, et Felton, « Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures ».
[18] Ahlberg et al., « Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults ».

sont utilisés, ceux-ci résistent également à des forces supérieures aux forces masticatoires maximales.[19]

Pour finir, l'infrastructure en CRF doit contenir suffisamment de fibres pour d'une part augmenter la rigidité de celle-ci et d'autre part pour mieux adhérer au composite de surface.

Figure 7 : Infrastructure d'un bridge en CRF

(a) : Renfort principal, (b) : Renfort de l'intermédiaire



Source : Vallittu et Shinya, *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*, 2017

2.1.2. Bridges en CRF en méthode directe

La principale application clinique des bridges collées en CRF en méthode directe est la compensation des édentements unitaires, dans les secteurs postérieurs mais aussi et surtout antérieurs lorsque les patients nécessitant une extraction en secteur esthétique et ne supportant pas des solutions amovibles demandent un remplacement immédiat de la dent manquante. Ils offrent une solution rapide et minimalement invasive aboutissant à un résultat esthétique, fonctionnel et potentiellement durable. On peut donc par cette technique réaliser des bridges provisoires et d'usage.

2.1.2.1. Exemple de réalisation d'un bridge cantilever en méthode directe en secteur antérieur

Avant de commencer les étapes cliniques, il faut avoir choisi les fibres adaptées à la situation. On trouve dans le commerce des infrastructures de bridges en CRF préfabriquées, adaptables en bouche avec un design prédestiné à la réalisation des différents types de bridges.

[19] Perea et al., « Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses with various pontics ».

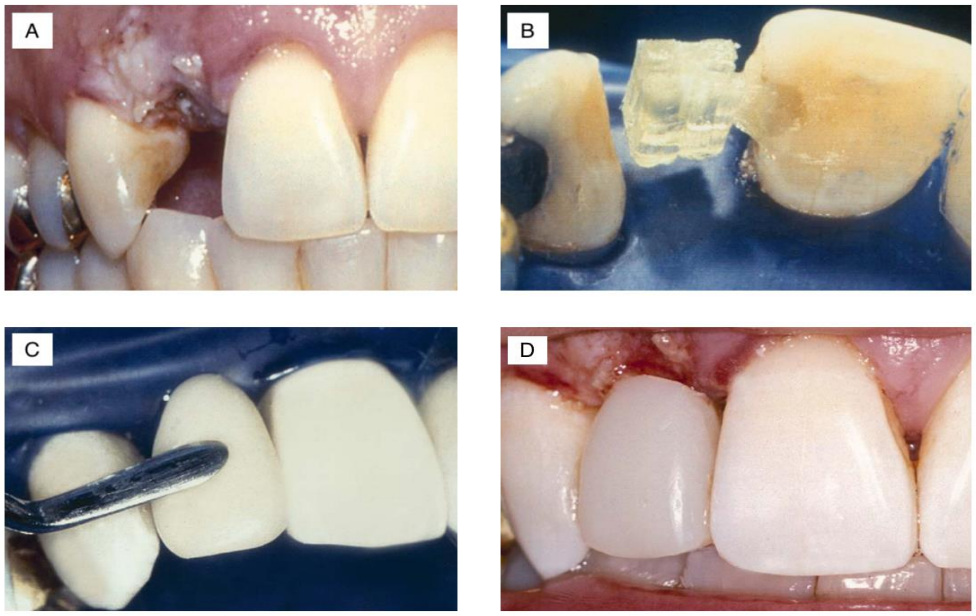
Pour le cas clinique présenté en figure 8, et réalisé par Jonathan C. Meyers et Martin A. Freilich[20], un CRF avec un design prédestiné à la réalisation de bridges cantilevers retenu par collage sur une face de la dent support a été choisi.
Généralement la face linguale ou palatine sont privilégiées pour des raisons esthétiques mais il est également possible de coller les fibres sur les faces vestibulaires si l'espace disponible est limité en palatin.
Pour réaliser les bridges en CRF de façon optimale, l'utilisation d'un champ opératoire (digue) est fondamentale. En effet, un environnement de travail sec est primordial pour obtenir un collage correct et la digue permet une meilleure visibilité.

Une fois le champ opératoire en place, on nettoie la surface de la dent sur laquelle on va coller les fibres et on poursuit par le protocole de collage.
Une petite quantité de composite fluide est déposée sur la dent support et les fibres à coller sur cette même dent sont alors placées et étalées sur la surface de la dent.
Le CRF est ensuite collé à la dent support par polymérisation après rajout de composite fluide.
Ensuite la dent intermédiaire de bridge est réalisée en technique stratifiée et l'intégralité des fibres doit être recouverte de composite afin d'empêcher la pénétration d'humidité et la dégradation du matériau CRF.
Enfin la mise en forme et le polissage sont effectués.

[20] Meiers et Freilich, « Use of a prefabricated fiber-reinforced composite resin framework to provide a provisional fixed partial denture over an integrating implant : a clinical report ».

Figure 8 : Réalisation d'un bridge cantilever en méthode directe

(A) : situation initiale, (B) : CRF collé à la dent support, (C) : réalisation de l'intermédiaire de bridge, (D) : résultat final



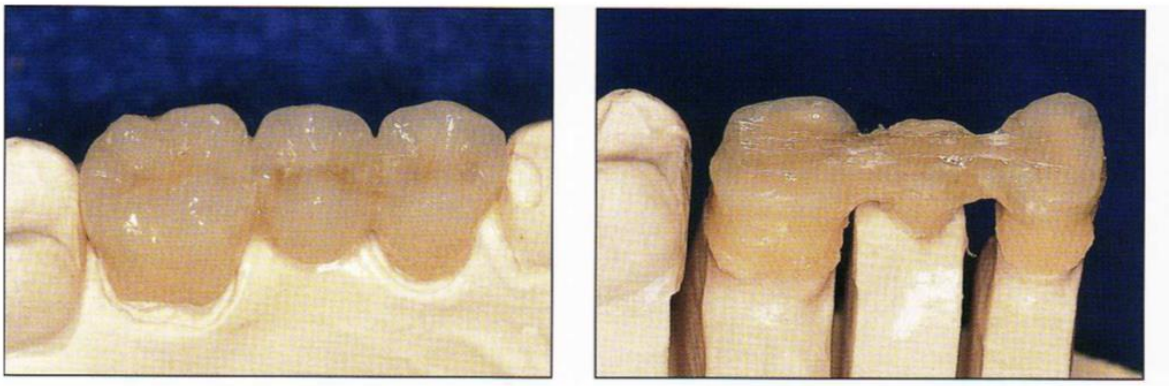
Source : Meiers et Freilich, « Use of a prefabricated fiber-reinforced composite resin framework to provide a provisional fixed partial denture over an integrating implant : a clinical report » , 2006

2.1.3. Bridges en CRF en méthode indirecte

Les bridges en CRF en méthode directe comprennent les bridges conventionnels, bridges collés, bridges à ailettes, bridges cantilever et bridges hybrides. Ils sont constitués d'une infrastructure en CRF ainsi que d'une résine composite de laboratoire.

Ce type de bridge réalisé en laboratoire permet d'obtenir les meilleures caractéristiques mécaniques des CRF ainsi que des résines composites. La prothèse étant réalisée en composite, on observe moins d'usures des dents naturelles antagonistes qu'avec les prothèses en céramique. De plus, ces bridges en CRF offrent de bonnes qualités esthétiques comparé aux bridges avec infrastructure en métal.

Figure 9 : Bridge conventionnel en CRF à gauche et infrastructure en CRF à droite



Source : Freilich et al. , *Fiber reinforced composites in clinical dentistry*, 2000

2.1.4. Causes d'échecs et longévité des bridges en CRF

Les bridges en CRF ont montré d'excellents résultats de longévité à moyen terme. Une étude récente a révélé un taux de succès de 94,4% à 4,8ans pour les bridges CRF antérieurs réalisés en méthode indirecte.[21] Dans une revue systématique publiée en 2017, on trouvait des taux de succès à 5 ans de 79.7 % en secteurs postérieur.[22]

Les principaux échecs observés sont des fractures du composite de recouvrement (soit dans le composite lui-même ou au niveau de l'interface entre le CRF et le composite de recouvrement), le décollement de l'intermédiaire suivis par le déscellement du bridge ainsi que finalement par une fracture de l'infrastructure en CRF ou de l'intermédiaire.[23]

Ces échecs sont pour la plupart réparables en bouche soit par rajout de composite ou par recollement/rescellement du bridge.

Les bridges en CRF offrent donc une solution minimalement invasive, économique et esthétique à moyen terme pour la compensation d'édentements unitaires.

Plus d'études doivent encore être réalisées afin de déterminer le taux de succès à long terme de ces bridges en CRF.

[21] Kumbuloglu et Özcan, « Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis : up to 7.5-years follow-up ».
[22] Ahmed, Li, et Murray, « Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD), systematic review ».
[23] Perea et al., « Fracture behavior of pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses ».

2.1.5. Avantage et désavantages des bridges en CRF

Les avantages des bridges en CRF sont les suivants [24]:

- Coût du traitement moins élevé
- Possibilité de compenser des édentements unitaires en une seule séance
- Utilisation possible en provisoire ou longue-durée
- Le plus souvent réparables en bouche
- Adaptés aux patients jeunes et plus âgés
- Absence de métal
- Résultat esthétique
- Usure des dents antagonistes diminuée en comparaison avec les bridges en céramique

Les désavantages des bridges en CRF sont les suivants :

- Fractures du composite de surface surtout chez les patients avec des para-fonctions
- Leur rigidité serait insuffisante pour des bridges de longue portée
- Très opérateur dépendant
- Espace prothétique nécessaire plus important afin de pouvoir placer les fibres de manière adéquate et en nombre suffisant.
- Longévité incertaine en comparaison avec les techniques traditionnelles du fait du manque d'études sur le sujet
- Très chronophage en méthode directe
- Infiltrations éventuelles au niveau des interfaces de collage

2.2. Tenons radiculaires

Le pronostic des dents traitées endodontiquement dépend non seulement de la qualité du traitement endodontique mais aussi d'une restauration de bonne qualité tant sur le plan biologique que mécanique. Le fait de savoir si l'utilisation de tenons radiculaires est important ou non est de plus en plus discuté. Un tenon est mis en place dans le but d'obtenir une meilleure rétention face aux forces verticales de l'élément prothétique assemblé à la dent. La résistance face aux forces latérales et obliques est, elle, assurée par l'effet ferrule. Le ferrule est l'anneau circonférentiel de structure dentaire saine qui se trouve cerclé par la limite cervicale de la couronne périphérique. Sa hauteur minimale doit être de 1,5 à 2 mm.

[24] Butterworth, Ellakwa, et Shortall, « Fibre-reinforced composites in restorative dentistry ».

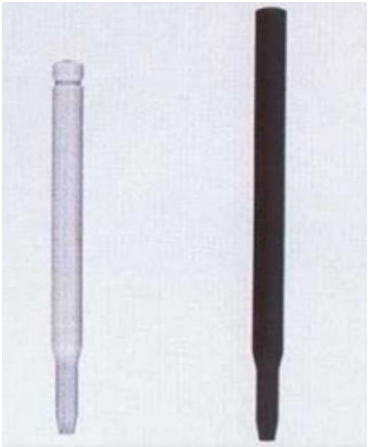
Les tenons en métal sont utilisés depuis de nombreuses années mais de nombreux autres matériaux existent maintenant tels que les tenons en céramique ou en composite renforcé en fibres.
Parmi ces derniers il existe les tenons préfabriqués renforcés en fibres de verre, de carbone et de polyéthylène ainsi que des tenons formés individuellement en fibres de verre.
Ces tenons en CRF ont depuis leur introduction beaucoup gagné en popularité du fait de leurs nombreux avantages. En effet ils présentent un module d'élasticité proche de celui de la dentine, une bonne résistance aux forces de tension et permettent une restauration économique, fiable et rapide.[25]
Le module d'élasticité proche de la dentine des tenons en CRF est un de leur avantage principal par rapport à ceux en métal car leur utilisation aboutit à moins de fractures radiculaires et donc à moins d'échecs défavorables à la conservation de la dent support.[26]

2.2.1. Tenons préfabriqués en fibre de carbone

Le principal problème des tenons en fibres de carbone est leur aspect inesthétique du fait de leur couleur noire. Cependant il existe aujourd'hui des tenons en fibres de carbone recouverts afin de masquer cette couleur noire. Un autre désavantage est leur faible capacité d'adhésion aux résine composites utilisées pour reconstituer le moignon ainsi qu'une faible radio opacité. Ils présentent néanmoins de bonnes propriétés mécaniques et sont faciles à manipuler.

[25] Butterworth, Ellakwa, et Shortall, « Fibre-reinforced composites in restorative dentistry ».
[26] Fokkinga et al., « A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems ».

Figure 10 : Tenon radiculaire en fibres de carbone avec revêtement esthétique à gauche et sans à droite



Source : Nuaimi, « Post or not to post », 2015

2.2.2. Tenons préfabriqués en fibres de verre

Ceux-ci sont constitués de fibres de verre silanisées et regroupées dans une matrice résineuse. Ils ont d'excellentes propriétés esthétiques et mécaniques, sont économiques, plus simples à déposer et faciles à manipuler. Tous ces éléments en font l'un des tenons les plus utilisés aujourd'hui. Cependant leur forme correspond rarement à la forme du canal et leur utilisation nécessite donc souvent une préparation plus importante du canal aboutissant à une perte de dentine plus importante, ou l'utilisation d'un tenon au diamètre plus fin ayant de moins bonnes caractéristiques mécaniques.
Les tenons en fibres de verre offrent aussi une meilleure polymérisation du composite utilisé pour les coller du fait de leur translucidité.[27]

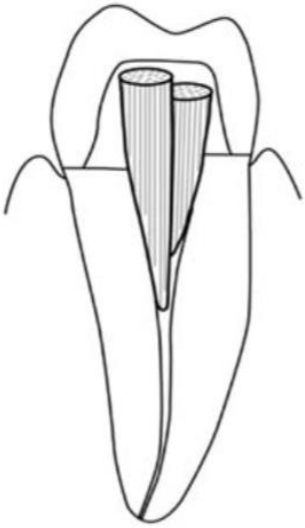
2.2.3. Tenons en fibres de verre formés individuellement

Pour répondre aux problèmes posés par les tenons préfabriqués, une nouvelle technique a été élaborée. Son but est de minimiser la préparation nécessaire dans la partie profonde du canal en ayant un maximum de fibres dans la partie plus coronaire de celui-ci (figure 11) où les forces de tension sont

[27] Goracci et al., « Light-transmitting ability of marketed fiber posts ».

les plus importantes et de ce fait préserver un maximum de tissu dentinaire radiculaire tout en augmentant la résistance de l'ensemble.[28]

Figure 11 : Représentation schématique d'une dent traitée endodontiquement restaurée avec un tenon radiculaire en CRF de verre formé individuellement



Source : Vallittu et al. , *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*, 2017

Le principal désavantage de cette technique réside dans le fait que les fibres nécessaires à l'élaboration de ces tenons sont présentées sous forme de fibres dans une matrice résineuse non polymérisée ce qui les rend très collantes et de ce fait, difficiles à manipuler.

2.2.4. Tenons préfabriqués en fibres de polyéthylène

Les tenons en fibres de polyéthylène apportent une très bonne rétention et résistance à la fracture, les rendant adaptés à des cas ou la structure dentaire restante est très délabrée. Ils présentent également une bonne adhésion aux résines composites. Cependant malgré le fait que ces tenons présentent d'excellentes caractéristiques, leur coût important limite leur utilisation.[29]

---

[28] Lassila et al., « Flexural properties of fiber reinforced root canal posts ».
[29] Özcan et Valandro, « Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only ».

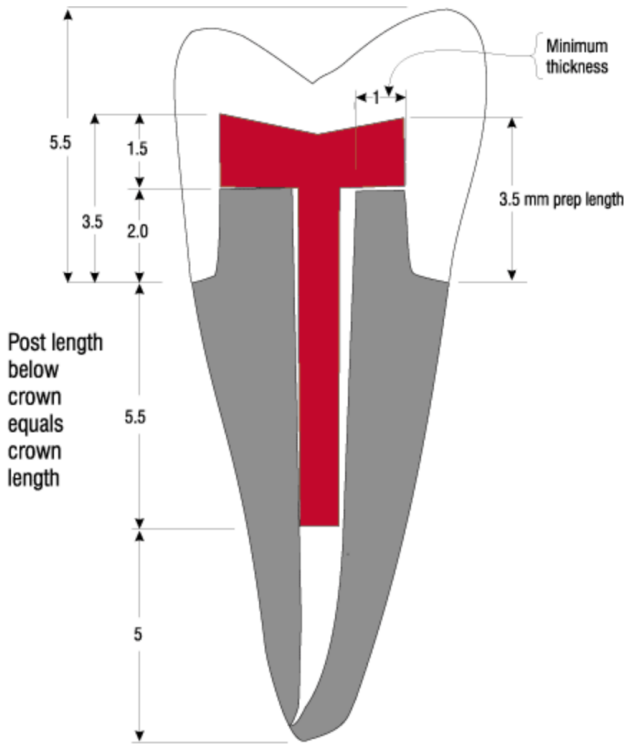
2.2.5. Longueur et largeur du tenon

2.2.5.1. Longueur du tenon

La longueur de préparation recommandée pour la réalisation de tenons radiculaires a changé avec l'évolution des matériaux utilisés. Les tenons radiculaires en métal nécessitent une longueur importante afin d'obtenir une bonne rétention ainsi que de réduire les contraintes et le risque de fracture radiculaire. Les tenons en CRF préfabriqués doivent arriver jusqu'à la moitié de la longueur radiculaire ou au moins être aussi longs que la hauteur coronaire (figure 12).[30]

Avec les tenons en CRF fabriqués individuellement, leur longueur nécessaire serait même moins importante que la taille de la couronne du fait de leur bonne adhésion à la dentine ainsi que de la possibilité de placer les fibres de la façon la plus avantageuse.[31]

Figure 12 : Dimensions minimales (en millimètres) pour une restauration dentaire prédictible



Source : McLean, « Predictably restoring endodontically treated teeth » , 1998

[30] Adanir et Belli, « Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system ».
[31] Makarewicz et al., « Effect of cementation technique of individually formed fiber-reinforced composite post on bond strength and microleakage ».

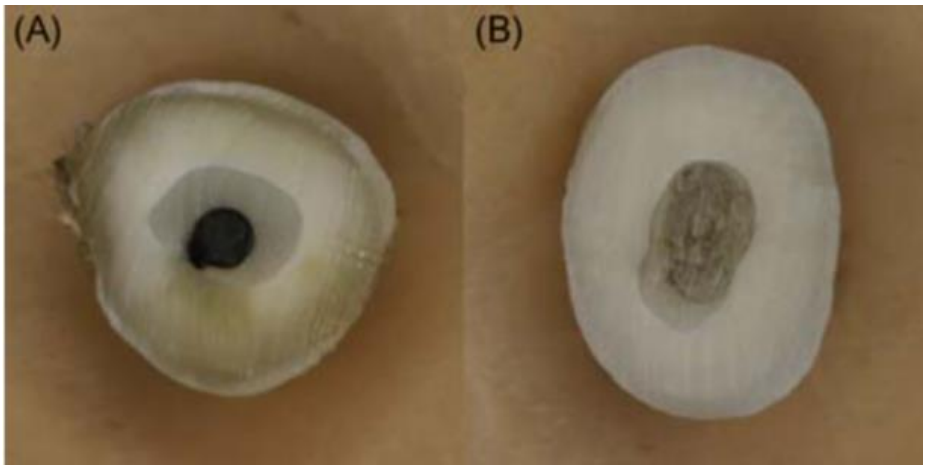
2.2.5.2. Largeur du tenon

Souvent lors de l'utilisation de tenons en CRF préfabriqués, des tenons au diamètre trop fin sont utilisés afin de minimiser la préparation du canal. Or cela abouti à un tenon qui n'offre aucun renforcement mécanique.

Les fibres doivent idéalement être placées au plus proche des parois du canal et un nombre maximal de fibres doit être présent dans la zone cervicale où les contraintes sont les plus élevées. Les tenons en CRF fabriqués individuellement permettent ce placement optimal. Une récente étude a même démontré qu'un tenon en CRF court et épais formé individuellement offrait une meilleure résistance aux contraintes mécaniques qu'un tenon en CRF préfabriqué long et fin. [32]

Figure 13 : Coupe transversale au niveau cervical de dents restaurées avec un tenon préfabriqué en A et individuellement formé en B

On remarque la quantité plus élevée de fibres au niveau cervical pour le tenon individuellement formé.



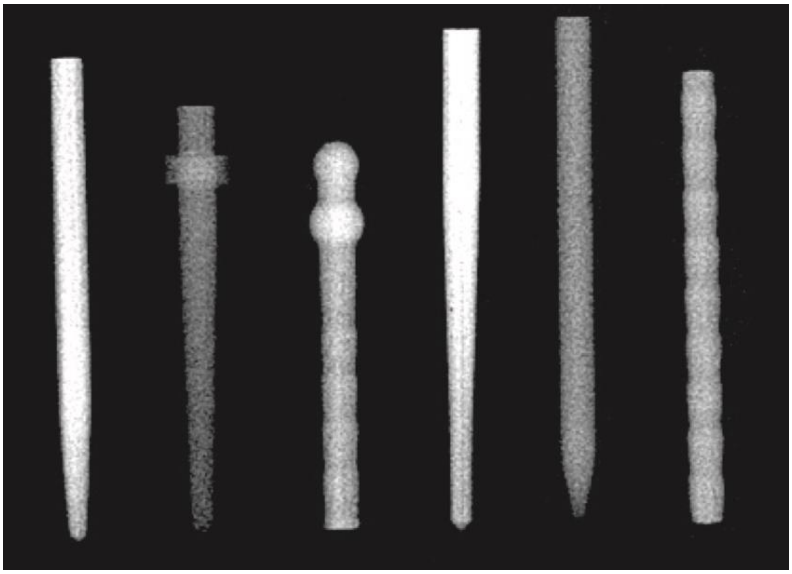
Source : Vallittu, *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*, 2017

[32] Tanner, Bell, et Vallittu, « Root canal anchoring systems ».

2.2.6. Radio-opacité

Il est préférable que les tenons radiculaires soient visibles sur les radiographies. Cependant une radio-opacité trop élevée augmente la quantité d'artéfacts lors de la réalisation de cone beam.
Les fibres ayant la radio-opacité la plus faible sont les fibres de carbone ainsi que les fibres de polyéthylène. Les fibres de verre ont elles une radio-opacité comparable à celle de la dentine. L'addition de particules radio-opaques serait une solution mais aboutit à un nombre moins élevé de fibres et donc à des propriétés mécaniques moindres. Une solution serait l'utilisation de composites de collage radio-opaques.

Figure 14 : Radio-opacité et formes de différents tenons fibrés



Source : Hicks, « Esthetic fiber reinforced composite posts », 2008

2.2.7. Avantages et désavantages des tenons en CRF

Les avantages de tenons en CRF sont les suivants :[33]

- Grande résistance à la fatigue
- Module d'élasticité bas, comparable à la dentine, ce qui diminue les risques de fractures radiculaires
- Bonne transmission de la lumière, permettant l'utilisation de composites de collage

[33] Bonchev, Radeva, et Tsvetanova, « Fiber reinforced composite posts : a review of literature ».

- Bonnes propriétés esthétiques

Les désavantages des tenons en CRF sont les suivants :

- Préparation canalaire importante pour les tenons préfabriqués
- Dépose compliquée
- Technique opérateur dépendant, en effet un mauvais placement des fibres résulte en un renforcement des propriétés mécaniques faible voire inexistant
- Difficulté d'obtenir un collage fiable au niveau canalaire

2.3. Les Contentions

Il y a une demande de plus en plus élevée pour des thérapeutiques minimalement invasives, esthétiques et économiques. Celle-ci a abouti à une évolution des techniques et matériaux utilisés qui permettant des restaurations efficaces. Parmi ces nouveaux matériaux utilisés pour l'élaboration des contentions figurent les composites renforcés en fibres qui offrent une bonne résistance mécanique ainsi qu'une solution esthétique.

Une contention dans le domaine de l'odontologie correspond au fait de lier les dents entre elles afin d'obtenir une meilleure stabilité de l'ensemble.

Les contentions doivent être utilisées de façon réfléchie et réalisées de façon à ce qu'elles ne favorisent pas l'accumulation de plaque, tiennent pendant toute la durée du traitement et n'interfèrent pas avec la guérison ainsi que l'esthétique.

Les contentions peuvent être temporaires ou de longue durée, amovibles ou fixes et il existe :

- Les contentions extracoronaires : Ne nécessitant aucune préparation dentaire
- Les contentions intracoronaires : Nécessitent une préparation des dents

2.3.1. Les différentes indications des contentions

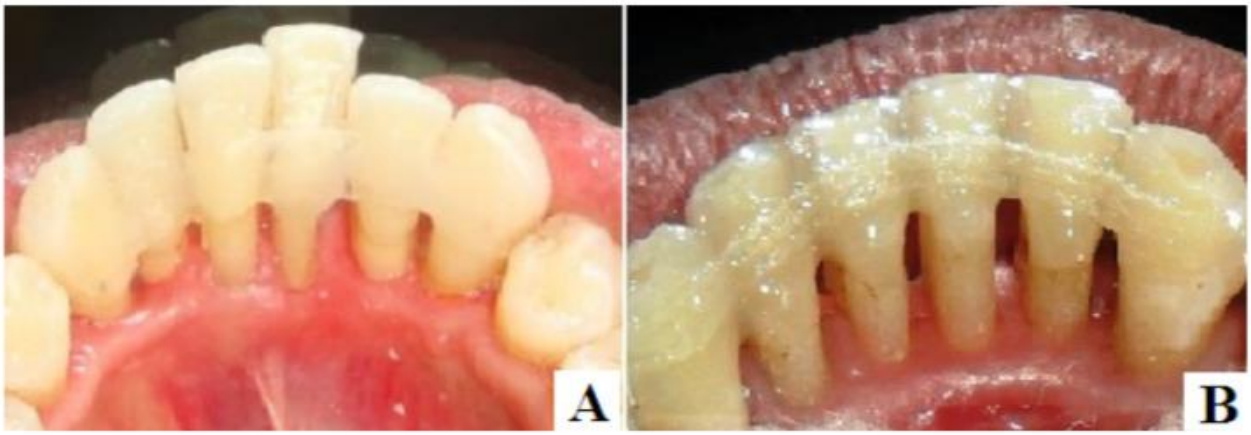
2.3.1.1. La contention en parodontologie

Deux des conséquences bien connues de la maladie parodontale sont la mobilité et la migration dentaire. Celles-ci résultent de la résorption de l'os alvéolaire, la perte d'attache ainsi que des forces

occlusales et tendent à persister après stabilisation de la maladie entrainant une gêne importante pour le patient tant sur le plan psychologique que social ainsi que sur le plan fonctionnel.

Il était recommandé avant de réaliser des contentions sur les dents mobiles afin de les stabiliser et favoriser la ré-attache. Or dans de nombreuses études réalisées par la suite aucune corrélation n'a été trouvée entre le fait de réaliser des contentions et la guérison de la maladie parodontale.[34] [35]
Cependant celles-ci trouvent leur indication lorsqu'il s'agit de maintenir provisoirement en bouche une dent en mobilité terminale ainsi que pour le maintien des dents en leur position et pour avoir une répartition des charges occlusales obtenant ainsi un soulagement du parodonte.
De plus, dans les cas de parodontite les plus sévères, avec une grande perte d'attache et d'os alvéolaire, après stabilisation de la maladie, les dents restent souvent mobiles et peuvent interférer avec les fonctions masticatoires et d'élocution des patients. Dans de tels cas la réalisation d'une contention est le seul moyen de stabiliser les dents et de rétablir les fonctions.[36]

Figure 15 : Contentions parodontales en CRF



Source : Katharyia et al. , « To splint or not to splint : the current status », 2016

[34] Alkan, Aykaç, et Bostanci, « Does temporary splinting before non-surgical therapy eliminate scaling and root planing-induced trauma to the mobile teeth ? »
[35] Kegel, Selipsky, et Phillips, « The effect of splinting on tooth mobility. I. during initial therapy ».
[36] Mosedale, « Current indications and methods of periodontal splinting ».

2.3.1.2. La contention en traumatologie

Les cas de traumatismes sont courants dans la pratique quotidienne, surtout chez les enfants. Dans les cas de subluxation, luxation, fracture radiculaire ou avulsion dentaire, la réalisation d'une contention est indiquée.

La rigidité et la durée de la contention réalisée sont alors déterminées en fonction du type de trauma. De plus, les dents atteintes se trouvant dans la grande majorité des cas en secteur esthétique, le facteur esthétique doit également être pris en compte. La contention sera de courte durée.

Figure 16 : Contention en CRF dans le cas d'une expulsion des incisives centrale et latérale gauches

Source : Farmer, « Splinting of teeth following trauma : a review and a new splinting recommendation » , 2016

2.3.1.3. La contention orthodontique

Le maintien des dents en position après un traitement orthodontique est important. En effet, une fois l'appareil orthodontique déposé, il est nécessaire de maintenir les résultats acquis par un appareil de contention sous peine de récidive de l'anomalie initiale ou d'apparition d'une nouvelle anomalie.[37]

L'appareil de contention peut être fixe ou amovible. Cependant les contentions fixes sont privilégiées dans la plupart des cas car l'utilisation de contentions amovibles dépend trop de la compliance du patient.

Le type de malocclusion, le maxillaire concerné, la compliance du patient, son hygiène bucco-dentaire ainsi que ses attentes sont les facteurs influençant le choix du type de contention.

[37] Melrose et Millett, « Toward a perspective on orthodontic retention ? »

Figure 17 : Exemple d'une contention post traitement orthodontique réalisée en fibres de verre

Source : Synca®, « Fast splint matrix® »

2.3.2. Apport des contentions en CRF

Les contentions étaient et sont toujours parfois réalisées en utilisant des fils métalliques, du nylon, et autres matériaux que l'on vient coller à la surface des dents avec des résines composites.
Le problème est que ces matériaux ne forment aucune liaison chimique avec les résines composites. Un matériau ayant cette capacité a alors été recherché, et l'utilisation des composites renforcés en fibres pour la réalisation de contentions a alors débuté. Ceux-ci combinent leur capacité à établir des liaisons chimiques avec les résines composites avec l'effet de renforcement des fibres, en plus de leurs bonnes propriétés esthétiques.[38] Ils sont réalisables en méthode directe et indirecte (figure 18).

Les CRF présentent néanmoins certaines limites. Le type d'échec le plus courant des contentions en CRF est l'usure et le décollement de la contention. Lorsque le composite recouvrant les fibres s'use au point d'exposer les fibres, la contention s'affaiblit et est source d'irritation pour la langue. Une autre cause d'échec est le décollement de la contention sous l'effet répété des forces de tension.

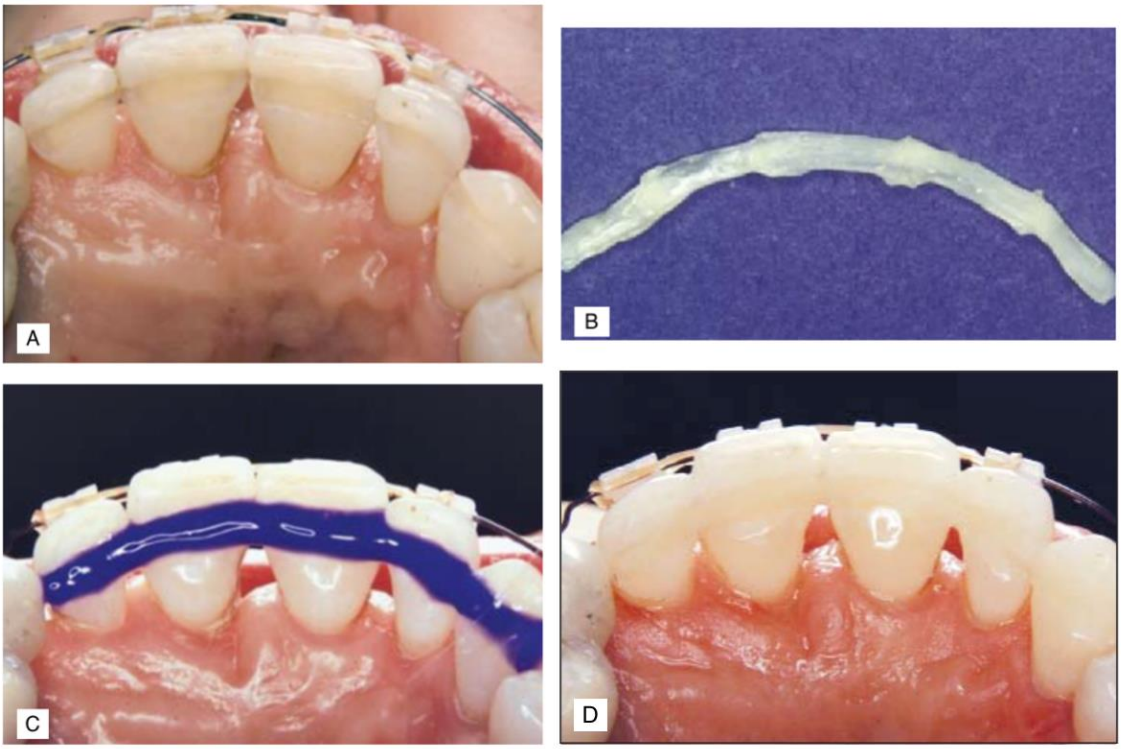
Enfin l'espace nécessaire à la mise en place du bon nombre de fibres ainsi que leur positionnement au meilleur endroit est souvent limité par l'espace disponible. Ces phénomènes arrivent surtout lorsque la contention est placée en palatin des dents antérieures maxillaires. Les contentions en lingual des dents antérieures mandibulaires ainsi qu'en vestibulaire des dents antérieures maxillaires sont celles qui présentent le moins d'échecs.[39] En effet dans cette position, la contention est protégée de l'usure fonctionnelle et les forces sont transmises aux fibres d'une manière plus favorable.

---

[38] Kerr, « The use of fiber reinforced composites in periodontal splinting and the natural tooth pontic in the management of advanced periodontal disease ».
[39] Serio, « Clinical rationale for tooth stabilization and splinting ».

Figure 18 : Exemple de réalisation d'une contention en CRF en méthode indirecte

(A) préparation des dents antérieures maxillaires en palatin ; (B) contention en CRF réalisée au laboratoire ; (C) mordançage ; (D) résultat final



Source : Giancotti et al. , « Maxillary tooth splinting in periodontally compromised patients using fiber reinforced composites : the targis-vectris method », 2005

Les contentions en CRF permettent la réalisation de contentions, même longue durée en une seule visite, d'une façon minimalement invasive, moins compliquée à mettre en œuvre et représentent une alternative plus économique que d'autres techniques utilisées actuellement. De plus, Ils présentent de bonnes propriétés esthétiques et leur réparation en cas de décollement ou usure du composite de recouvrement est facile.[40] Le praticien devra être particulièrement attentif à l'étape finale de polissage.

[40] Yildirim Öz et al., « An alternative method for splinting of traumatized teeth : case reports ».

2.4. Prothèses amovibles

Les patients édentés préfèrent habituellement des solutions fixes aux solutions amovibles. Or la solution fixe n'étant pas toujours réalisable pour des raisons économiques, physiologiques ou médicales, les prothèses amovibles sont toujours d'actualité et largement utilisées que ce soit en solution transitoire ou longue durée. D'autant plus qu'avec l'augmentation du nombre de personnes âgées d'année en année, le nombre de candidats potentiels à la réalisation de prothèses amovibles va lui aussi augmenter. C'est dans ce domaine d'application clinique que les fibres ont été utilisées pour la première fois en dentisterie, dans le but d'obtenir un renforcement de la structure.

2.4.1. Principaux types d'échecs des prothèses amovibles

Les prothèses amovibles peuvent se fracturer dans la cavité buccale mais aussi à l'extérieur de celle-ci. Pour ce qui attrait aux fractures intraorales le type de fracture que l'on rencontre le plus souvent pour les prothèses complètes maxillaires est la fracture de la plaque base en résine (figure 19) suivi par la perte d'une dent de la prothèse.[41] Les facteurs influençant les fractures des prothèses amovibles complètes sont :[42]

- Le schéma occlusal
- Les forces occlusales
- La position du frein labial
- L'épaisseur de la plaque base en résine
- La géométrie de la prothèse

Les fractures de la plaque base en résine proviennent principalement de la dégradation et de la fatigue du matériau. En effet, une prothèse amovible subit un nombre très important de cycles masticatoires qui lui font subir des contraintes de tension répétées.

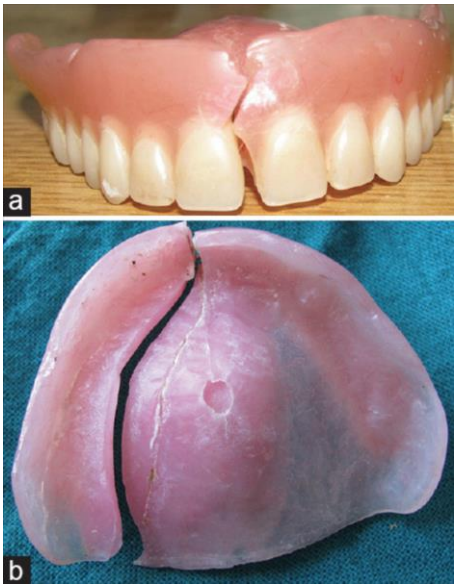
Les Fractures se précèdent par l'apparition de fissures de surface et la présence de défauts de conception diminuent également considérablement la durée de vie des prothèses.

Ces fractures de prothèses amovibles causent une détresse psychologique pour les patients et leur réparation induit un coût considérable.

---

[41] Vallittu, Lassila, et Lappalainen, « Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland ».
[42] Farmer, « Preventive prosthodontics : maxillary denture fracture ».

Figure 19 : Présentation typique des fractures de prothèses complètes maxillaires



Source : Bhandari, « Outcome of single maxillary complete dentures opposing mandibular teeth : a need to introspect on the prosthodontic treatment protocol », 2016

2.4.2. Apport des CRF en prothèse amovible

En considérant uniquement les fractures ayant lieu dans la cavité buccale, les prothèses amovibles se fracturent le plus souvent du fait de la fatigue de la résine suite à des milliers de cycles masticatoires. De ce fait, un renforcement par des fibres de la plaque base en résine est justifié étant donné que les CRF présentent une bonne résistance à la fatigue.[43]

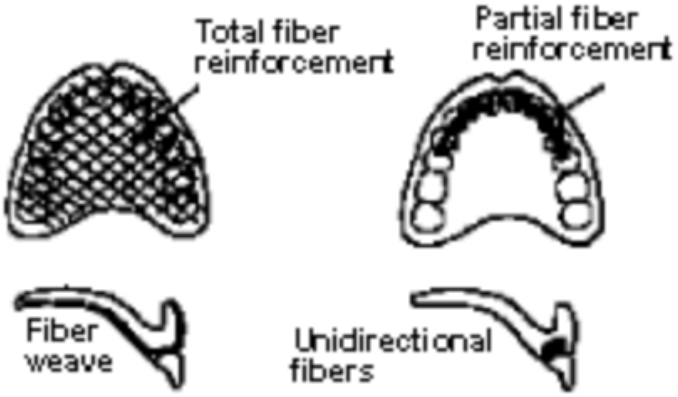
Plusieurs types de fibres ont été utilisées pour renforcer les prothèses amovibles comme les fibres de verre, de polyéthylène, de carbone et d'aramide. Le choix du type de fibre utilisé se fait selon ses propriétés mécaniques ainsi que leur capacité d'adhésion à la résine. Parmi toutes ces fibres, les fibres de verre ont présenté les meilleurs résultats. Les fibres de polyéthylène ont également de bonnes propriétés mécaniques mais leur adhésion à la résine est insuffisante même après un traitement de surface au plasma.[44]

[43] Mallick, « Testing the fatigue strength of fibers used in fiber-reinforced composites using fiber bundle tests ».
[44] Masse et al., « Adhesion improvement of high modulus polyethylene fibers by surface plasma treatment : evaluation by pull-out testing ».

Il existe deux types de renforcement de prothèses amovibles par des fibres (figure 20) :[45]

- L'un consiste en un renforcement de la prothèse par des fibres disposées dans toute la surface de celle-ci.
- L'autre consiste en un renforcement partiel de la prothèse, avec des fibres localisées uniquement dans sa partie la plus fragile.

Figure 20 : Placement des fibres pour le renforcement des prothèses amovibles complètes



Source : Narva et al., « Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement », 2001

La méthode par placement de fibres dans l'intégralité de la structure prothétique offrait un renforcement mécanique mais présentait souvent des fibres saillantes de la résine et ces prothèses étaient très difficiles à polir c'est pourquoi cette méthode n'a jamais été appliquée en clinique.

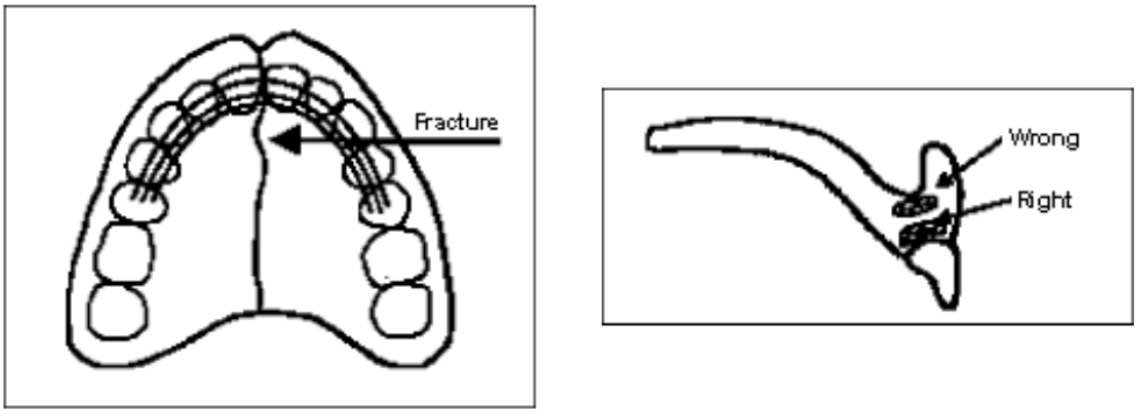
La méthode par placement des fibres uniquement dans la partie la plus fragile de la prothèse complète est utilisée de nos jours en clinique. Le bon placement et direction de ces fibres est primordial pour le succès de cette approche.
Lorsqu'une prothèse complète se fracture et que celle-ci doit être réparée, la zone de fragilité de la prothèse est facilement localisée. Pour les prothèses renforcées en fibres dès leur fabrication, le placement de celles-ci est décidé en fonction des zones les plus fragiles des prothèses complètes en général décrites dans la littérature.

[45] Narva et al., « Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement ».

Les fibres doivent être placées dans la partie de la plaque base en résine qui va subir le plus de contraintes de tension, et l'orientation de ces mêmes fibres doit être parallèle à la contrainte de tension, donc perpendiculaire au trait de fracture.
Cette zone où les contraintes de tension sont maximales se situe au niveau de la crête dans toute l'aire de la résine juste en dessous des dents prothétiques antérieures et plus particulièrement entre les deux incisives centrales.

Un placement des fibres dans la partie de la plaque base plus proche de la crête n'apporterait pas de renforcement étant donné que dans cette zone réside une contrainte de compression (figure 21).

Figure 21 : Placement des fibres pour le renforcement des prothèses complètes (méthode de renforcement partiel)



Source : Narva et al., « Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement », 2001

Les fibres utilisées pour le renforcement sont unidirectionnelles et s'étendent entre les régions prémolaires droites et gauches.

Enfin, du fait de leurs bonnes propriétés esthétiques, les fibres de verre intégrées aux prothèses ne sont pas visibles lorsque la prothèse est portée par le patient. Elles sont visibles uniquement par translucidité de la résine lorsque la prothèse est placée entre l'œil et une source lumineuse. Elles se substituent avantageusement aux treillis métalliques noyés dans la résine moins esthétiques et plus lourds

2.5. Prothèses faciales

Les prothèses faciales, également appelées épithèses faciales, sont des dispositifs amovibles qui remplacent une partie manquante ou altérée de la face et du cou. Ces prothèses faciales sont réalisées en élastomères de silicone avec une base de polyméthyl méthacrylate. Cette base de polyméthyl méthacrylate est très rigide et ne suit pas les mouvements de la peau lors des expressions faciales et mouvements de la mâchoire.

Une infrastructure en CRF apporte une solution à ce problème. Elle permet une compression légère de la peau par la prothèse ce qui fait que ces deux structures restent en contact pendant les expressions faciales et mouvements de la mâchoire.

2.6. Restaurations composites en méthode directe

Lorsqu'une partie de la structure dentaire est perdue suite à un trauma ou détruite par la carie, la méthode de restauration composite en méthode directe est indiquée. Elle présente de très bons résultats, surtout pour les restaurations de petite et moyenne taille.

Les matériaux composites classiques utilisés aujourd'hui ont subi de nombreuses évolutions depuis leur introduction en 1960, mais présentent encore certaines limites telles que des propriétés mécaniques limitées et des problèmes liés à leur rétraction de polymérisation.

Les principaux types d'échecs des composites sont la reprise des lésions carieuses ainsi que la fracture intrinsèque ou sur les marges.[46]

De plus, la longévité des restaurations en composite dépend fortement de la taille de celles-ci.

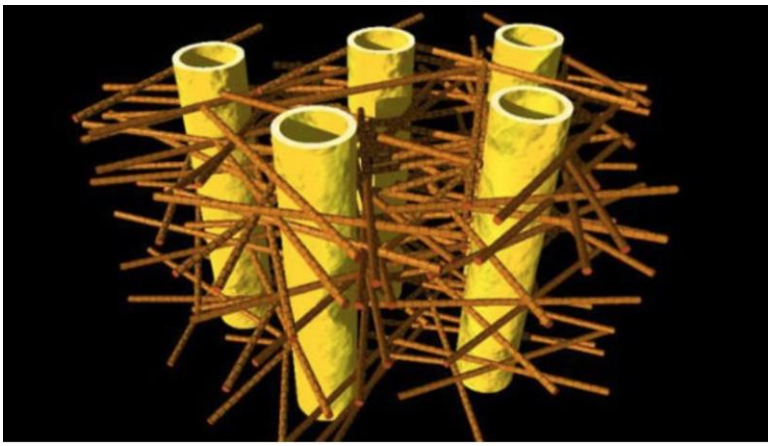
La microstructure des composites, qui consiste en des particules inorganiques recouvertes de silane et englobées dans une matrice résineuse, est différente de celle de la dentine, qui consiste en des fibres de collagène englobées dans une matrice d'hydroxyapatite.

La préexistence ou l'apparition par fatigue du matériau de fissures aboutissent, du fait de leur propagation, à la fracture du matériau.

Les fibres de collagène présentes dans la dentine arrêtent la propagation des fissures et donnent à la dentine de très bonnes propriétés mécaniques.

[46] Brunthaler et al., « Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth : a review ».

Figure 22 : Représentation schématique de la microstructure de la dentine avec en jaune les tubules entourées de fibres de collagène ici représentées en orange



Source : Forien, « Julius Wolff Institute », 2015

Une nouvelle classe de résines composites destinée à être utilisée pour des restaurations en technique directe est alors apparue. Afin de tenter d'imiter au plus possible la structure de la dentine, des composites renforcés en fibres de verre courtes et disposées aléatoirement on fait leur apparition vers la fin des années 90.

Ceux-ci ont présenté de nombreux problèmes lors de leur utilisation en clinique telles que des fractures, une mauvaise résistance à l'usure et un état de surface rugueux.

Ces problèmes étaient dus à l'utilisation de fibres trop courtes, donc plus courtes que la longueur minimale critique, et n'apportaient de ce fait aucun renforcement.

Cependant un nouveau matériau composite renforcé en fibres pour restaurations en méthode directe est sorti sur le marché en 2013. Il s'appelle everX postérior® et est commercialisé par GC Corporation (Tokyo, Japon).

Les caractéristiques mécaniques et cliniques de ce matériau seront détaillées en partie 3.

3 : EverX posterior

L'everX posterior® (GC Corporation, Tokyo, Japon) est le composite renforcé en fibres pour restaurations en méthode directe le plus récent sorti sur le marché, en 2013. Il était cependant déjà présent avant sur le marché finlandais depuis 2011 sous le nom de Xenius Base (stickTech Ltd, Turku, Finlande). Il s'agit d'un composite de type « bulk fill », destiné à être utilisé en tant que substitut dentinaire.

Figure 23 : Présentation commerciale de l'everX Posterior

Source : GCeurope, « everX Posterior », 2013

3.1. Les composites « Bulk Fill »

Les Matériaux composites classiques utilisés pour les restaurations partielles directes doivent être appliqués progressivement avec une épaisseur de couche de plus ou moins 2mm maximum afin de limiter leur rétraction de prise et d'assurer une bonne photopolymérisation. Les matériaux de type « Bulk Fill » ont été introduits dans le marché afin de remédier à cette limitation et de permettre aux praticiens de réaliser des restaurations partielles directes plus facilement et donc de façon plus rapide. Ils sont applicables par couches de 4 à 5mm et rendent donc possibles la réalisation de restaurations composites directes en un seul ou 2 incréments.

Les composites « Bulk Fill » sont disponibles en faible et haute viscosité. Certains sont de « purs » substituts dentinaires et nécessitent d'être recouverts par un composite microhybride, d'autres sont susceptibles d'assurer la fonction occlusale également.

3.1.1. Indications

Les résines composites de type « bulk fill » sont indiquées pour :

- Les restaurations en méthode directe antérieures et postérieures pour les dents permanentes et temporaires
- être utilisés en tant que substituts dentinaires
- La réalisation de faux moignons en composite
- La réalisation de contentions

3.1.2. Photopolymérisation

Les résines composites de type « Bulk fill » qu'elles soient de faible ou haute viscosité présentent une translucidité plus importante que les résines composites classiques car elles contiennent des charges plus volumineuses mais en quantité moindre. Elles contiennent en plus également des modulateurs de photopolymérisation qui réduisent les tensions lors de la réaction de prise ainsi que des photo-initiateurs spécifiques qui augmentent le degré de conversion.

Ce sont toutes ces particularités qui permettent l'utilisation de ces matériaux en incréments de 4 à 5mm mais elles limitent l'usage de ces composites en secteurs esthétique (du fait de leur forte translucidité ainsi que des faibles propriétés de masquage)

Enfin, pour obtenir une bonne photopolymérisation du matériau, l'usage d'une lampe à photopolymériser de bonne qualité, dans la bonne direction et en temps suffisant est primordiale.

La durée recommandée de photopolymérisation de ces composites est d'entre 20 à 30 secondes.[47]

3.2. Les Substituts dentinaires

Un matériau utilisé en tant que substitut dentinaire doit répondre à certaines règles. Il doit être biocompatible, facile à mettre en place, adhérant, résistant à la pression, isolant thermique, de prise rapide, il ne doit pas altérer le matériau d'obturation et ne doit pas colorer la dentine. Son module d'élasticité doit être le plus proche possible de celui de la dentine

[47] Tarle et al., « Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites ».

3.2.1. Les différents Substituts dentinaires utilisés

Les principaux substituts dentinaires utilisés de nos jours sont :

- Les CVIMAR :

  Les ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine sont utilisés depuis très longtemps et bénéficient de ce fait d'un très grand recul clinique. Ils sont bien tolérés par la pulpe et présentent une libération initiale de fluor ainsi qu'une adhésion spontanée aux tissus dentaires et aux résines composites. Leur réaction de prise est duale. Ils présentent également une faible rétraction de prise.

  Cependant ils présentent des propriétés mécaniques moyennes avec une faible résistance à l'usure et la fracture.[48] Ils sont déconseillés lorsqu'il s'agit de larges pertes de substance.

- Biodentine®(Septodont) :

  Elle est constituée d'une base de silicate de calcium et présente des propriétés mécaniques similaires à la dentine. Celle-ci permet de réaliser des coiffages pulpaires directs et indirects ainsi que la restauration temporaire en une seule étape. elle est très biocompatible et induit une reminéralisation en stimulant la dentinogénèse[49]. Elle adhère peu à la dentine. Après une période d'au maximum 6 mois, la restauration est reprise : on vient éliminer la biodentine® de surface et on recouvre le reste par une résine composite de surface.

- Les composites fluides :

  Ceux-ci sont classés dans la catégorie des composites microhybrides. Ils sont riches en charges et présentent une résistance correcte. Leur utilisation reste limitée par la taille et l'étendue des restaurations.

- Les composites Bulk Fill (de faible et haute viscosité) :

  Ceux-ci sont détaillés en partie 3.1

- Les composites renforcés en fibres pour restaurations en méthode directe :

  Ceux-ci sont très récents et uniquement indiqués aujourd'hui en tant que substituts dentinaires. Ils doivent être recouverts par une résine composite de surface. L'ensemble

[48] Uno, Finger, et Fritz, « Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials ».
[49] Malkondu, Kazandağ, et Kazazoğlu, « A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material ».

aboutit à un résultat très bio-mimétique ressemblant à la structure émail-dentine. Le plus récent de ces matériaux composites renforcés en fibres s'appelle everX posterior® et ses particularités seront évoquées en partie 3.3..

3.3. EverX posterior®

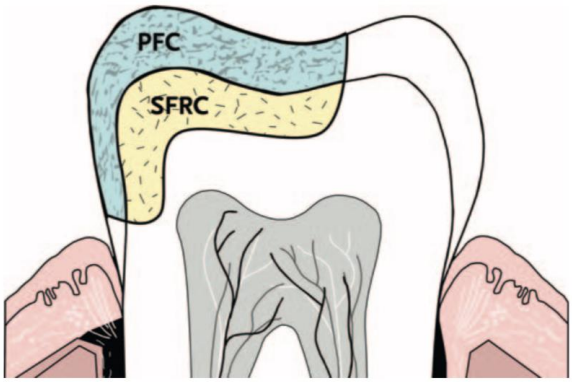
3.3.1. Composition

Ce matériau composite est constitué d'une matrice résineuse, de particules inorganiques et de fibres de verre courtes et disposées aléatoirement du type E-glass.
La matrice résineuse contient des polymères réticulés de bis-GMA (bisphénol A-glycidyl methacrylate), TEGDMA (tri-éthylène glycol diméthacrylate) et des polymères linéaires de PMMA (polyméthacrylate de méthyle), le tout formant une matrice contenant un mélange de polymères réticulés et linéaires appelée réseau semi-interpénétré de polymères (Semi-IPN).

3.3.2. Indications

L'everX posterior® est indiqué pour les restaurations partielles directes et indirectes, de grand ou moyen volume, de classe I ou II, sur dent vivante ainsi que dépulpée en tant que base (substitut dentinaire). Il doit être recouvert d'une couche de composite classique. En effet son état de surface reste très rugueux, même après polissage et il ne présente pas une résistance à l'usure suffisante.

Figure 24 : Représentation schématique d'une restauration en méthode directe avec une base de composite renforcé en fibres recouverte d'une résine composite de surface



Source : Vallittu, *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*, 2017

3.3.3. Intérêts cliniques

3.3.3.1. Polymérisation

L'everX Posterior étant un composite du type « Bulk Fill », celui-ci peut donc être appliqué en incréments de 4 mm ce qui permet un gain de temps considérable.
Il présente cependant, comme toutes les résine composites une rétraction de prise suite à la photopolymérisation, mais la présence des fibres de verre dans la matrice résineuse va limiter cette rétraction dans le sens des fibres. Cet effet est dû à l'orientation de certaines fibres sur le plan horizontal lors de la mise en place du matériau ainsi qu'à leur forte adhésion à la matrice résineuse.[50]

3.3.3.2. Adhésion aux résines composites

Après application de la couche de CRF destinée au remplacement de la dentine, certaines fibres ressortent de sa surface et sont alors intégrées à la couche de résine composite de surface, créant ainsi une interface semblable à celle qui existe au niveau de la jonction émail-dentine (JAD) et qui augmente l'adhésion entre les deux couches.

3.3.3.3. Renforcement mécanique

L'everX posterior® contient des fibres de verre de type E-glass, courtes (entre 0.3 et 1.9mm) et disposées aléatoirement dans la matrice résineuse. Cette disposition aléatoire confère donc au matériau des propriétés mécaniques isotropiques.
Ceci est uniquement vrai si le matériau est appliqué en incréments de 4 mm.
En effet si l'application se fait par incréments de 2 mm, le renforcement sera plutôt anisotropique du fait de l'alignement des fibres sur le plan horizontal.

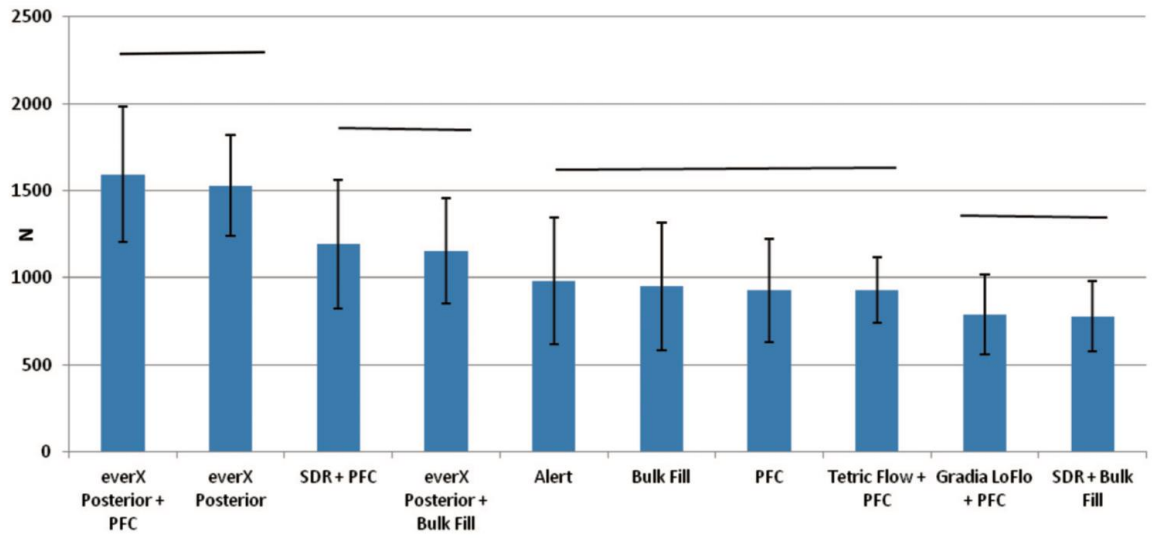
Une étude récente sur la résistance aux forces de compression des restaurations en composite dans les secteurs postérieurs a démontré que l'association entre un CRF (everX posterior®) et un composite de recouvrement était la combinaison la plus efficace et pouvait supporter des forces de compression d'environ 1500 N.[51]

---

[50] Garoushi et al., « Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite ».
[51] Garoushi et al., « The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations ».

Figure 25 : Valeurs moyennes des capacités de résistance aux forces compressives de restaurations postérieures en différents matériaux composites

N = Newtons



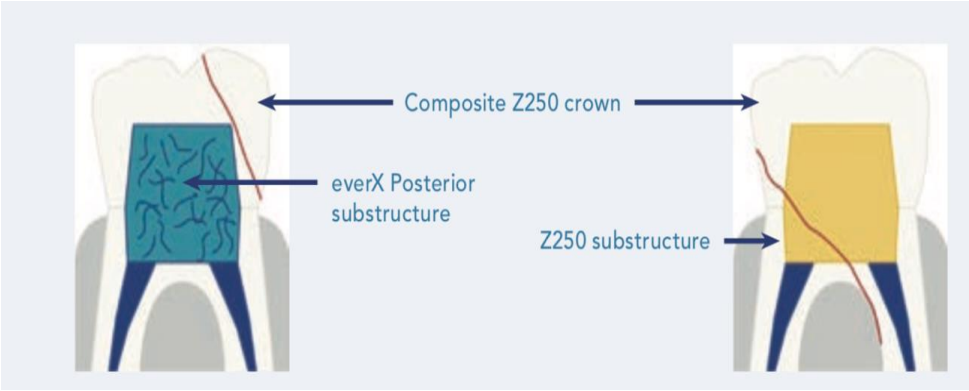
Source : Garoushi, « The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations », 2015

De plus les fibres de verre ont pour rôle d'arrêter la propagation des fissures. Pour les dents qui ont été dépulpées, l'utilisation de CRF permet la réalisation de restaurations composites en méthode directe et indirecte qui ont un mode de rupture plus favorable à la conservation de la dent (figure 25).[52]

[52] Tanner et al., « Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth - results of 2.5 year follow-up ».

Figure 26 : Représentation schématique de la propagation des fissures dans une dent traitée endodontiquement

À gauche l'utilisation de CRF (everX posterior®) et à droite l'utilisation de composite classique.



Source : GC Asia Dental Pty Ltd, « EverX Posterior, the strongest composite substructure », 2013

Pour finir, le réseau semi-interpénétré de polymères (Semi-IPN) qui compose la matrice résineuse permet d'obtenir un bon collage et augmente la dureté du matériau.

3.3.4. Limites

L'everX posterior® a démontré de très bonnes propriétés mécaniques dans de nombreuses études réalisées in-vitro ainsi que in-vivo à court terme. Des études à long terme manquent donc à ce jour afin de déterminer la vraie valeur et utilité de l'utilisation de cette classe de composites en tant que substitut dentinaire.

Enfin, l'everX posterior® contient des fibres de verre d'épaisseur à l'échelle du millimètre. Or les fibres collagène de la dentine ont elles une épaisseur de l'ordre du nanomètre. De ce fait le développement de fibres d'une épaisseur nanométrique destinées à renforcer les matériaux composites pourrait être intéressant.

Enfin les propriétés de ce matériau sont directement corrélées à celles du système adhésif retenu.

Conclusion

Les Composites renforcés en fibres ont aujourd'hui de nombreuses applications cliniques dans le domaine de l'odontologie. Ceux-ci présentent des propriétés très intéressantes et permettent la réalisation de restaurations en méthode directe et indirecte, économiques et respectant le principe de préservation tissulaire.

Parmi les différentes fibres utilisées aujourd'hui, les fibres de verre sont les plus prometteuses du fait de leurs propriétés chimiques permettant une bonne adhésion à la matrice résineuse ainsi qu'aux structures dentaires et de leurs propriétés mécaniques comme le module d'élasticité proche de la dentine ainsi que leur grande résistance aux forces de flexion.

Afin d'obtenir des restaurations les plus durables possibles, le choix des fibres les plus adaptées, leur bon positionnement et le respect des procédures cliniques de mise en place sont primordiaux.

De nombreuses études ont démontré l'efficacité des composites renforcés en fibres sur le moyen et court terme. Pour le long terme, le recul clinique et le nombre d'études réalisées est encore insuffisant mais plusieurs études sont en cours.

Bibliographie

Adanir, N., et S. Belli. « Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system ». *European journal of dentistry* 2, n° 1 (2008) : 23-28.

Ahlberg, J. P., O. A. Kovero, K. A. Hurmerinta, I. Zepa, M. J. Nissinen, et M. H. Könönen. « Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults ». *Cranio : the journal of craniomandibular practice* 21, n° 4 (2003) : 248-52.

Ahmed, K. E., K. Y. Li, et C. A. Murray. « Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD), systematic review ». *Journal of dentistry* 61 (2017) : 1-11. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.08.007.

Alkan, A., Y. Aykaç, et H. Bostanci. « Does temporary splinting before non-surgical therapy eliminate scaling and root planing-induced trauma to the mobile teeth? » *Journal of oral science* 43, n° 4 (2001) : 249-54.

Bonchev, A., E. Radeva, et N. Tsvetanova. « Fiber reinforced composite posts : a review of literature ». *International journal of science and research* 6, n° 10 (2017) : 1887-93. https://doi.org/10.21275/24101703.

Brunthaler, A., F. König, T. Lucas, W. Sperr, et A. Schedle. « Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth : a review ». *Clinical oral investigations* 7, n° 2 (2003) : 63-70. https://doi.org/10.1007/s00784-003-0206-7.

Butterworth, C., A. E. Ellakwa, et A. Shortall. « Fibre-reinforced composites in restorative dentistry ». *Dental update* 30, n° 6 (2003) : 300-306. https://doi.org/10.12968/denu.2003.30.6.300.

Dikbas, I., et J. Tanalp. « An overview of clinical studies on fiber post systems ». *The scientific world journal*, 2013, 171380. https://doi.org/10.1155/2013/171380.

Dyer, S. « Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite ». *Dental materials* 20, n° 10 (2004) : 947-55. https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.12.003.

Farmer, J. B. « Preventive prosthodontics : maxillary denture fracture ». *The journal of prosthetic dentistry* 50, n° 2 (1983) : 172-75. https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90006-9.

Fokkinga, W. A., C. M. Kreulen, P. K. Vallittu, et N. H. J. Creugers. « A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems ». *The international journal of prosthodontics* 17, n° 4 (2004) : 476-82.

Garoushi, S. K., M. Hatem, L. V. J. Lassila, et P. K. Vallittu. « The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations ». *Acta biomaterialia odontologica scandinavica* 1, n° 1 (2015) : 6-12. https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1017576.

Garoushi, S., E. Säilynoja, P. K. Vallittu, et L. Lassila. « Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite ». *Dental materials* 29, n° 8 (2013) : 835-41. https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016.

Goracci, C., G. Corciolani, A. Vichi, et M. Ferrari. « Light-transmitting ability of marketed fiber posts ». *Journal of dental research* 87, n° 12 (2008) : 1122-26. https://doi.org/10.1177/154405910808701208.

Jacob, G. C., J. M. Starbuck, J. F. Fellers, et S. Simunovic. « Effect of fiber volume fraction, fiber length and fiber tow size on the energy absorption of chopped carbon fiber-polymer composites ». *Polymer composites* 26, n° 3 (2005) : 293-305. https://doi.org/10.1002/pc.20100.

Kegel, W., H. Selipsky, et C. Phillips. « The effect of splinting on tooth mobility. I. during initial therapy ». *Journal of clinical periodontology* 6, n° 1 (1979) : 45-58.

Kerr, I. « The use of fiber reinforced composites in periodontal splinting and the natural tooth pontic in the management of advanced periodontal disease ». *Smile dental journal* 8, nº 4 (2013) : 32-36. https://doi.org/10.12816/0008303.

Kumbuloglu, O., et M. Özcan. « Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis : up to 7.5-years follow-up ». *Journal of dentistry* 43, nº 6 (2015) : 656-63. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.04.006.

Lassila, L. V. J., J. Tanner, A. M. Le Bell, K. Narva, et P. K. Vallittu. « Flexural properties of fiber reinforced root canal posts ». *Dental materials* 20, nº 1 (2004) : 29-36.

Makarewicz, D., A. M. Bell, L. V. Lassila, et P. K. Vallittu. « Effect of cementation technique of individually formed fiber-reinforced composite post on bond strength and microleakage ». *The open dentistry journal* 7, nº 1 (2013) : 68-75. https://doi.org/10.2174/1874210601307010068.

Malkondu, Ö., M. K. Kazandağ, et E. Kazazoğlu. « A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material ». *BioMed research international*, 2014, 1-10. https://doi.org/10.1155/2014/160951.

Mallick, P.K. « Testing the fatigue strength of fibers used in fiber-reinforced composites using fiber bundle tests ». In *Creep and fatigue in polymer matrix composites*, édité par R. L. Guedes, 409-23. Cambridg : Woodhead Publishing, 2011. https://doi.org/10.1533/9780857090430.3.407.

Mangoush, E., E. Sailynoja, R. Prinssi, L. Lassila, Pk. Vallittu, et S. Garoushi. « Comparative evaluation between glass and polyethylene fiber reinforced composites : a review of the current literature ». *Journal of clinical and experimental dentistry*, 2017, 0-0. https://doi.org/10.4317/jced.54205.

Masse, P., J. P. Cavrot, P. François, J. M. Lefebvre, et B. Escaig. « Adhesion improvement of high modulus polyethylene fibers by surface plasma treatment : evaluation by pull-out testing ». *Polymer composites* 15, nº 3 (1994) : 247-51. https://doi.org/10.1002/pc.750150311.

Matinlinna, Jukka P., et Lippo V. J. Lassila. « An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry ». *The international journal of prosthodontics* 17, nº 2 (2004) : 155-64.

Meiers, J. C., et M. A. Freilich. « Use of a prefabricated fiber-reinforced composite resin framework to provide a provisional fixed partial denture over an integrating implant : a clinical report ». *The journal of prosthetic dentistry* 95, nº 1 (2006) : 14-18. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.10.020.

Melrose, C., et D. T. Millett. « Toward a perspective on orthodontic retention ? » *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 113, nº 5 (1998) : 507-14.

Mosedale, R. F. « Current indications and methods of periodontal splinting ». *Dental update* 34, nº 3 (2007) : 168-80. https://doi.org/10.12968/denu.2007.34.3.168.

Murphy, J. *The reinforced plastics handbook*. 2nd ed. Oxford : Elsevier Advanced Technology, 1998.

Narva, K. K., P. K. Vallittu, H. Helenius, et A. Yli-Urpo. « Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement ». *The international journal of prosthodontics* 14, nº 3 (2001) : 219-24.

Özcan, M., et L. F. Valandro. « Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only ». *Operative dentistry* 34, nº 4 (2009) : 429-36. https://doi.org/10.2341/08-110.

Pastila, P., L. V.J. Lassila, M. Jokinen, J. Vuorinen, P. K. Vallittu, et T. Mäntylä. « Effect of short-term water storage on the elastic properties of some dental restorative materials : a resonant ultrasound spectroscopy study ». *Dental materials* 23, nº 7 (2007) : 878-84. https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.05.006.

Perea, J., J. P. Matinlinna, M. Tolvanen, L. V. Lassila, et P. K. Vallittu. « Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses with various pontics ». *The journal of adhesive dentistry*, nº 2 (2013) : 161–168. https://doi.org/10.3290/j.jad.a30755.

Perea, L., J. P. Matinlinna, M. Tolvanen, et P. K. Vallittu. « Fracture behavior of pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses ». *Dental materials journal* 34, nº 6 (2015) : 746-53. https://doi.org/10.4012/dmj.2015-081.

Serio, F. G. « Clinical rationale for tooth stabilization and splinting ». *Dental clinics of North America* 43, nº 1 (1999) : 1-6, v.

Smith, D.C. « Recent developments and prospects in dental polymers ». *The journal of prosthetic dentistry* 12, nº 6 (1962) : 1066-78. https://doi.org/10.1016/0022-3913(62)90162-2.

Sperling, L. H. « Interpenetrating polymer networks : an overview ». In *Interpenetrating polymer networks*, édité par D. Klempner, L. H. Sperling, et L. A. Utracki, 239:3-38. Washington : American chemical society, 1994.

Tanner, J., A. M. Bell, et P. K. Vallittu. « Root canal anchoring systems ». In *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*. Duxford : Elsevier, Woodhead Publishing, 2017.

Tanner, J., M. Tolvanen, S. Garoushi, et E. Säilynoja. « Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth : results of 2.5 year follow-up ». *The open dentistry journal* 12, nº 1 (2018) : 476-85. https://doi.org/10.2174/1874210601812010476.

Tarle, Z., T. Attin, D. Marovic, L. Andermatt, M. Ristic, et T. T. Tauböck. « Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites ». *Clinical oral investigations* 19, nº 4 (2015) : 831-40. https://doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6.

Tezvergil, A., L. V. J. Lassila, et P. K. Vallittu. « Microtensile bond strength of fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer matrix to dentin using various bonding systems ». *Dental materials journal* 27, nº 6 (2008) : 821-26.

Tezvergil, A., L.V.J. Lassila, et P.K. Vallittu. « The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites ». *Dental materials* 22, nº 7 (2006) : 610-16. https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.017.

Uno, S., W. J. Finger, et U. Fritz. « Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials ». *Dental materials* 12, nº 1 (1996) : 64-69. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80066-2.

Vallittu, P. K. « The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture ». *The journal of prosthetic dentistry* 79, nº 2 (1998) : 125-30.

Vallittu, P. K., V. P. Lassila, et R. Lappalainen. « Acrylic resin-fiber composite, part I : the effect of fiber concentration on fracture resistance ». *The journal of prosthetic dentistry* 71, nº 6 (1994) : 607-12. https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90446-4.

———. « Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland ». *Acta odontologica scandinavica* 51, nº 6 (1993) : 363-69. https://doi.org/10.3109/00016359309040587.

Vallittu, P. K., et O. Mutlu. *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry*. Duxford : Elsevier Woodhead Publishing, 2017.

Wu, H.F., D.W. Dwight, et N.T. Huff. « Effects of silane coupling agents on the interphase and performance of glass-fiber-reinforced polymer composites ». *Composites science and technology* 57, nº 8 (1997) : 975-83. https://doi.org/10.1016/S0266-3538(97)00033-X.

Yang, H. S., L. A. Lang, et D. A. Felton. « Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures ». *The journal of prosthetic dentistry* 81, nº 6 (1999) : 721-28. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70113-7.

Yildirim Öz, G., H. Ataoğlu, N. Kir, et A. I. Karaman. « An alternative method for splinting of traumatized teeth : case reports ». *Dental traumatology* 22, nº 6 (2006) : 345-49. https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2005.00364.x.

Zhang, M., et J. P. Matinlinna. « E-glass fiber reinforced composites in dental applications ». *Silicon* 4, nº 1 (2012) : 73-78. https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x.

Table des figures

Figure 1 : Aspect des fibres E-glass..... 5
Figure 2 : Schéma représentant à gauche un CRF avec fibres unidirectionnelles, au milieu un CRF avec fibres bidirectionnelles et à droite un CRF avec fibres orientées aléatoirement. 7
Figure 3 : Représentation schématique des différentes propriétés mécaniques selon l'orientation des fibres d'un composite renforcé en fibres unidirectionnelles. 8
Figure 4 : Aspect des fibres de polyéthylène tressées et tissées 8
Figure 5 : Bridge en CRF avec intermédiaire en Céramique 12
Figure 6 : Contraintes dans un bridge à 3 unités (A) et 2 unités (B)..... 13
Figure 7 : Infrastructure d'un bridge en CRF 14
Figure 8 : Réalisation d'un bridge cantilever en méthode directe 16
Figure 9 : Bridge conventionnel en CRF à gauche et infrastructure en CRF à droite 17
Figure 10 : Tenon radiculaire en fibres de carbone avec revêtement esthétique à gauche et sans à droite 20
Figure 11 : Représentation schématique d'une dent traitée endodontiquement restaurée avec un tenon radiculaire en CRF de verre formé individuellement. 21
Figure 12 : Dimensions minimales (en millimètres) pour une restauration dentaire prédictible 22
Figure 13 : Coupe transversale au niveau cervical de dents restaurées avec un tenon préfabriqué en A et individuellement formé en B. 23
Figure 14 : Radio-opacité et formes de différents tenons fibrés 24
Figure 15 : Contentions parodontales en CRF 26
Figure 16 : Contention en CRF dans le cas d'une expulsion des incisives centrale et latérale gauches 27
Figure 17 : Exemple d'une contention post traitement orthodontique réalisée en fibres de verre 28
Figure 18 : Exemple de réalisation d'une contention en CRF en méthode indirecte 29
Figure 19 : Présentation typique des fractures de prothèses complètes maxillaires 31
Figure 20 : Placement des fibres pour le renforcement des prothèses amovibles complètes 32
Figure 21 : Placement des fibres pour le renforcement des prothèses complètes (méthode de renforcement partiel) 33
Figure 22 : Représentation schématique de la microstructure de la dentine avec en jaune les tubules entourées de fibres de collagène ici représentées en orange. 35
Figure 23 : Présentation commerciale de l'everX Posterior 36

Figure 24 : Représentation schématique d'une restauration en méthode directe avec une base de composite renforcé en fibres recouverte d'une résine composite de surface. 39
Figure 25 : Valeurs moyennes des capacités de résistance aux forces compressives de restaurations postérieures en différents matériaux composites. 41
Figure 26 : Représentation schématique de la propagation des fissures dans une dent traitée endodontiquement 42

Vu, le Directeur de thèse

Docteur Éric BONTE

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Les composites renforcés en fibres en 2018 : applications cliniques

Résumé :

Le mauvais comportement des premières générations de résines composites a conduit les fabricants à modifier leur composition afin d'améliorer leurs propriétés. L'incorporation de fibres au sein de la matrice a constitué une voie de recherche toujours actuelle. Leurs applications cliniques ont beaucoup évolué et ils sont aujourd'hui encore l'objet de nombreuses études cliniques. Dans la première partie de cette thèse il s'agira de présenter ces composites et les différentes formes qui existent (ils se différencient par le type de fibre ajoutée, par leur concentration ainsi que par la direction de ces mêmes fibres). Ensuite dans la deuxième partie il s'agira d'expliquer les différentes applications cliniques de ces composites qui permettent notamment la réalisation de bridges provisoires, de contentions orthodontiques, de tenons et qui sont utilisés en tant que substituts dentinaires lors de restaurations dentaires en méthode directe. C'est dans ce domaine qu'un nouveau matériau composite appelé everX posterior a été récemment mis sur le marché. Il s'agit d'un composite de type « Bulk Fill » renforcé en fibres de verre, destiné donc à être utilisé en tant que substitut dentinaire et qui apporterait une meilleure résistance dans le temps aux restaurations composites directes. Ce nouveau matériau composite sera l'objet de la troisième partie, de même qu'un rappel sur les composites type « Bulk Fill » et les autres matériaux utilisés en tant que substituts dentinaires jusqu'à présent.

Discipline :

Odontologie conservatrice

Mots clés fMesh et Rameau :

Matériaux biocompatibles -- usage thérapeutique -- Dissertations universitaires ; Collage dentaire -- Dissertations universitaires ; Odontostomatologie conservatrice -- Thèses et écrits académiques ; Polymères en odontostomatologie -- Thèses et écrits académiques

Université Paris Descartes

Faculté de Chirurgie dentaire

1, rue Maurice Arnoux

92120 Montrouge