



HAL
open science

Les résines composites d'obturation en masse : les "bulk-fill"

Magali Porot

► **To cite this version:**

Magali Porot. Les résines composites d'obturation en masse : les "bulk-fill". Chirurgie. 2019. dumas-02095794

HAL Id: dumas-02095794

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02095794v1>

Submitted on 10 Apr 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

Les résines composites d'obturation en masse : les « Bulk Fill »

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le 6 Février 2019

par

POROT Magali

née le 16 Février 1992
à MARSEILLE

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président	: Monsieur le Professeur	F. BUKIET
Assesseurs	: Madame le Professeur	A. RASKIN
	<u>Monsieur le Docteur</u>	<u>C. PIGNOLY</u>
	Madame le Docteur	V. PILLIOL

Les résines composites d'obturation en masse : les « Bulk Fill »

THESE

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Jacques DEJOU)

Aix Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Yvon BERLAND)

Le 6 Février 2019

par

POROT Magali

née le 16 Février 1992

à MARSEILLE

Pour obtenir le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président : Monsieur le Professeur F. BUKIET

Assesseurs : Madame le Professeur A. RASKIN
Monsieur le Docteur C. PIGNOLY
Madame le Docteur V. PILLIOL

ADMINISTRATION

Mise à jour : octobre 2018

DOYENS HONORAIRES	Professeur	R. SANGIUOLO
	Professeur	H. ZATTARA
	Professeur	A. SALVADORI
DOYEN	Professeur	J. DEJOU
VICE – DOYEN CHARGE DES ENSEIGNEMENTS DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE FORMATION INITIALE	Professeur	J.D. ORTHLIEB
VICE – DOYEN CHARGE DE LA RECHERCHE DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE LA RECHERCHE	Professeur	C. TARDIEU
DIRECTEUR DU DEPARTEMENT DE FORMATION CONTINUE	Professeur	V. MONNET-CORTI
CHARGES DE MISSION	Professeur	F. BUKIET
	Professeur	A. RASKIN
RESPONSABLE DES SERVICES ADMINISTRATIFS ET TECHNIQUES	Madame	K. LEONI
PROFESSEUR ÉMERITE	Professeur	O. HUE

LISTE DES ENSEIGNANTS

56^{ème} SECTION : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

56.01 ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE ET ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE

<i>Professeur</i>	C. TARDIEU *	<i>Assistant</i>	H. AL AZAWI
<i>Maître de Conférences</i>	D. BANDON	<i>Assistant</i>	V. MAGNAN
<i>Maître de Conférences</i>	I. BLANCHET		
<i>Maître de Conférences</i>	A. CAMOIN		
<i>Maître de Conférences</i>	A. CHAFAIE		

ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

<i>Maître de Conférences</i>	J. BOHAR	<i>Assistant</i>	I. CAMBON
<i>Maître de Conférences</i>	J. GAUBERT	<i>Assistant</i>	L. LEVY
<i>Maître de Conférences</i>	M. LE GALL *	<i>Assistant</i>	R. MATTERA
<i>Maître de Conférences</i>	C. PHILIP-ALLIEZ	<i>Assistant</i>	C. MITTLER
		<i>Assistant</i>	A. PATRIS-CHARRUET

56.02 PRÉVENTION - ÉPIDÉMIOLOGIE - ÉCONOMIE DE LA SANTÉ - ODONTOLOGIE LÉGALE

<i>Professeur</i>	B. FOTI *	<i>Assistant</i>	A. PORTAL
<i>Professeur</i>	D. TARDIVO		

57^{ème} SECTION : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

57.01 CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

PARODONTOLOGIE

<i>Professeur</i>	V. MONNET-CORTI *	<i>Assistant</i>	A. BOYER
		<i>Assistant</i>	C. DUMAS
		<i>Assistant</i>	V. MOLL

CHIRURGIE BUCCALE – PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE - ANESTHÉSIOLOGIE – RÉANIMATION

<i>Maître de Conférences</i>	D. BELLONI	<i>Assistant</i>	E. QUINQUE
<i>Maître de Conférences</i>	F. CAMPANA		
<i>Maître de Conférences</i>	J. H. CATHERINE *		
<i>Maître de Conférences</i>	P. ROCHE-POGGI		

BIOLOGIE ORALE

<i>Maître de Conférences</i>	P. LAURENT	<i>Assistant</i>	C. LE FOURNIS
------------------------------	------------	------------------	---------------

65^{ÈME} SECTION : BIOLOGIE CELLULAIRE

<i>Professeur</i>	Imad ABOUT *		
	(Responsable de la Biologie orale)		

58^{ème} SECTION :
REHABILITATION ORALE

58.01 RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTION-DYSFONTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE

<i>Professeur</i>	F. BUKIET *	<i>Assistant</i>	B. BALLESTER
<i>Professeur</i>	H. TASSERY	<i>Assistant</i>	H. DE BELENET
<i>Maître de Conférences</i>	G. ABOUDHARAM	<i>Assistant</i>	A. DEVICTOR
<i>Maître de Conférences</i>	M. GUIVARC'H	<i>Assistant</i>	S. MANSOUR
<i>Maître de Conférences</i>	C. PIGNOLY	<i>Assistant</i>	L. MICHEL-ROLLET
<i>Maître de Conférences</i>	L. POMMEL		
<i>Maître de Conférences</i>	E. TERRER		

PROTHÈSE

<i>Professeur</i>	M. RUQUET *	<i>Assistant</i>	N. CHAUDESAYGUES
<i>Maître de Conférences</i>	G. LABORDE	<i>Assistant</i>	M. DODDS
<i>Maître de Conférences</i>	M. LAURENT	<i>Assistant</i>	A. FERDANI
<i>Maître de Conférences</i>	G. MAILLE	<i>Assistant</i>	C. MENSE
<i>Maître de Conférences</i>	B.E. PRECKEL	<i>Assistant</i>	A. REPETTO
<i>Maître de Conférences</i>	G. STEPHAN	<i>Assistant</i>	A. SETTE
<i>Maître de Conférences</i>	P. TAVITIAN	<i>Assistant</i>	F. SILVESTRI
<i>Maître de Conférences</i>	A. TOSELLO		
<i>Maître de Conférences</i>	R. LAN		
<i>associé</i>			

SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTOLOGIE, BIOMATERIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

<i>Professeur</i>	J. DEJOU	<i>Assistant</i>	M. JEANY
<i>Professeur</i>	J. D. ORTHLIEB *		
<i>Professeur</i>	A. RASKIN		
<i>Maître de Conférences</i>	T. GIRAUD		
<i>Maître de Conférences</i>	A. GIRAUDEAU		
<i>Maître de Conférences</i>	B. JACQUOT		
<i>Maître de Conférences</i>	J. P. RÉ		

* Responsable de la discipline

A Monsieur le Professeur Frédéric Bukiet,

Je vous remercie d'avoir accepté la présidence de cette thèse.

Votre enseignement et votre approche de l'endodontie ont posé pour moi les bases d'une pratique éclairée et consciente sur une spécialité exigeante et parfois complexe.

Je vous suis reconnaissante pour votre disponibilité et pédagogie lors des vacations cliniques au Pavillon.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon respect.

A Madame le Professeur Anne Raskin,

Votre sympathie, votre disponibilité et votre gentillesse font de vous une enseignante formidable. Je suis honorée de votre présence en ce jour important et de la spontanéité avec laquelle vous avez accepté de faire partie de mon jury. Je vous remercie pour ces moments de partage et d'enseignement à l'IGH qui me manqueront, et de votre pédagogie à l'égard des patients ainsi que dans votre discipline, les biomatériaux.

Soyez assurée de mon profond respect et de ma reconnaissance.

A mon directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Christian Pignoly,

Je vous remercie d'avoir accepté de diriger ce travail, et de la confiance que vous m'avez accordée pour le réaliser.

Vous avez su rendre nos études et notre apprentissage clinique au pavillon plus agréables par votre humanité, votre bonne humeur et par vos compétences cliniques qui font de vous un enseignant d'exception.

Je vous remercie de m'avoir accompagnée tout au long de mes études avec cette accessibilité et cette bienveillance qui vous caractérisent.

Veillez recevoir ici le témoignage de ma profonde estime et de mon grand respect.

A toi, le Docteur Virginie Pilliol,

Je te remercie de me faire l'honneur de siéger dans mon jury de thèse, une première pour toi, te voilà passée de l'autre côté !

Je ne doute pas une seconde de tes compétences en tant que praticienne et enseignante au pavillon, au près de qui les étudiants trouvent certainement pédagogie, bienveillance et disponibilité.

Une merveilleuse carrière professionnelle s'offre à toi, je suis sûre que tu seras à la hauteur de tes exigences comme tu as toujours su le montrer.

Je te souhaite le meilleur pour la suite, et bien entendu tu trouveras ici l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

LES RESINES COMPOSITES D'OBTURATION EN MASSE :

LES « BULK FILL »

Table des matières

Introduction	1
I/ HISTORIQUE DES RESINES COMPOSITES.....	2
1/ Définition.....	2
2/ Composition des résines composites.....	3
2.1. La phase organique	3
2.2. Les charges	5
2.3. Agent de couplage organo-minéral (le silane)	7
3/ Mécanisme de la réaction de polymérisation.....	8
3.1. Définition.....	8
3.2. Propriété inhérente au mécanisme de prise : le retrait de polymérisation.....	9
3.3. Facteurs influençant les conséquences cliniques du retrait	10
4/ Classification des résines composites	11
II/ LES RESINES COMPOSITES « BULK FILL »	12
1/ Définition.....	13
2/ Principe des BF	13
2.1 La translucidité des BF.....	14
2.2. Optimisation des photo-initiateurs/sensibilisateurs.....	16
2.3. Utilisation d'un modulateur de contraintes de polymérisation.....	18
3/ Classification des BF	20
4/ Propriétés des BF	21
4.1 Propriétés physico-mécaniques	21
4.2 Propriétés physico-chimiques	31
4.3 Propriétés esthétiques	32
5/ Mise en œuvre des BF.....	33
6/ Pérennité des BF	37
III/ LES LIMITES DES BF	39
Conclusion	40

ABBREVIATIONS :

RC : Résine composite

BF : Bulk fill

DC : degré de conversion

Composites :

Modelables :

QXF : QuixFil / QxxP : QuixxPosterior

SF : SonicFill

XTF : X-tra Fil

TECBF : Tetric EvoCeram bulk fill

FBFP : Filtek bulk fill Posterior

Fluides :

SDR : SureFil® SDR flow (Smart Dentin Replacement)

VBF : Venus bulk fill

XTB : X-tra base

FBF : Filtek bulk fill flowable

TECF : Tetric Evo Flow

EXP : EvexPosterior / XB : Xenius Base

Introduction :

Le domaine de l'odontologie restauratrice et conservatrice n'a cessé d'évoluer durant ces dernières années, se dirigeant vers une dentisterie moins mutilante et plus efficiente.

Les résines composites (RC) apparues dans les années 1960, se sont multipliées et font aujourd'hui partie des traitements standards de l'odontologie conservatrice moderne. (1)

De nombreuses études cliniques ont clairement démontré les performances de ce type de restauration avec un taux d'échecs de seulement 2,4% à dix ans. (2)

La technique de mise en place par incréments des composites conventionnels, d'une épaisseur maximale de deux millimètres, peut s'avérer très chronophage pour des cavités volumineuses des dents postérieures, augmentant notamment les risques d'incorporation de bulles d'air entre les incréments ou la contamination par la salive, sang ou bactéries.

Dès lors, la recherche s'est orientée vers un gain de temps, sans pour autant soustraire aux qualités mécaniques et esthétiques des RC.

Les résines d'obturation en masse dits «bulk fill» (BF) ont été développés à cet effet, permettant une mise en place beaucoup plus aisée et rapide des matériaux, tout en préservant les avantages des RC conventionnelles.

Nous aborderons en premier temps, un rappel sur les RC et leurs généralités, pour nous pencher par la suite sur les RC de placement en masse, dites «bulk fill», en présentant leur principe, leur classification, leurs propriétés, pérennité et enfin, conclure sur leurs limites.

I/ HISTORIQUE DES RESINES COMPOSITES

1/ Définition

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

La cohésion de l'ensemble est assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. Ces matériaux sont en général constitués d'une matrice et d'un renfort (exemple : le béton armé.)

En odontologie, on appelle RC un matériau constitué d'une phase organique résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, le silane (Figure 1).

C'est un polymère particulier, obtenu par synthèse, qui appartient à la famille des thermodurcissables dans la sous-famille des résines acryliques dont le monomère de base est un diméthacrylate. (3)

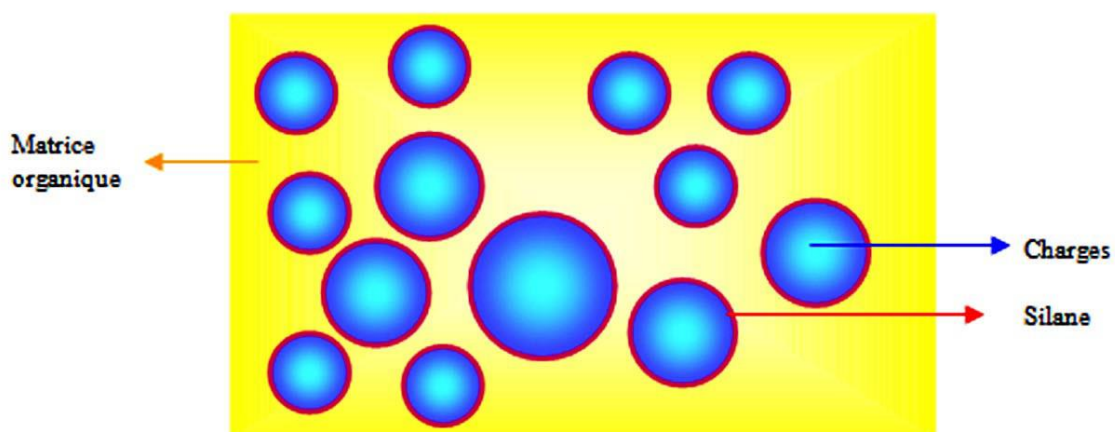


Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite
(A. Raskin - 2009) (4)

2/ Composition des résines composites

2.1. La phase organique

La phase organique constitue en moyenne 25 à 50% du volume (12 à 40% en poids) de la RC. Elle comprend la résine matricielle, les contrôleurs de viscosité (diluants), le système de polymérisation, les inhibiteurs de prise et les pigments. (3)

La matrice résineuse joue un rôle de liant entre les charges et influence le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et la solubilité des résines composites. Le pourcentage et la chimie de cette phase organique influencent les propriétés physico-mécaniques des composites. (4)

➤ *Résine matricielle*

La résine matricielle est le composant chimiquement actif de la RC. C'est au sein de celle-ci que se passe la réaction de polymérisation. Elles sont toutes composées de monomères « R-di méthacrylates » (à l'exception du silorane), rendant ainsi toutes les RC compatibles entre elles et avec les adhésifs.

Dans toutes les RC à base de diméthacrylates, on trouve principalement les monomères bis-GMA ou UDMA (diuréthane). Ce dernier est moins visqueux mais la rétraction de prise en est plus élevée. (3)

➤ *Les contrôleurs de viscosité*

Les monomères de Bis-GMA et de diuréthane diméthacrylate sont très visqueux dû à leur haut poids moléculaire. L'addition d'une grande quantité de charges provoque la formation d'un matériau de consistance trop épaisse cliniquement. Pour pallier ce problème, des monomères de faible viscosité (diluants) sont ajoutés :

- MMA : MéthAcrylate de Méthyle,
- EGDMA : Ethylène Glycol DiMéthAcrylate,
- DEGMA : DiEthylène Glycol diMéthAcrylate
- TEGDMA : TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate (le plus utilisé)

Conséquences du diluant sur les propriétés physiques :

- augmentation de la rétraction de prise et donc réduit l'adaptation marginale des composites
- réduit la résistance à l'abrasion
- rend la résine plus flexible et moins cassante. (4)

➤ *Le système de polymérisation*

La polymérisation des composites repose sur la décomposition d'une molécule (initiateur/amorceur) en radicaux libres (R^*), par un activateur. Ces radicaux libres provoquent l'ouverture de la double liaison carbone du monomère lors de la phase d'initiation et l'élongation du polymère lors de la phase de propagation (4).

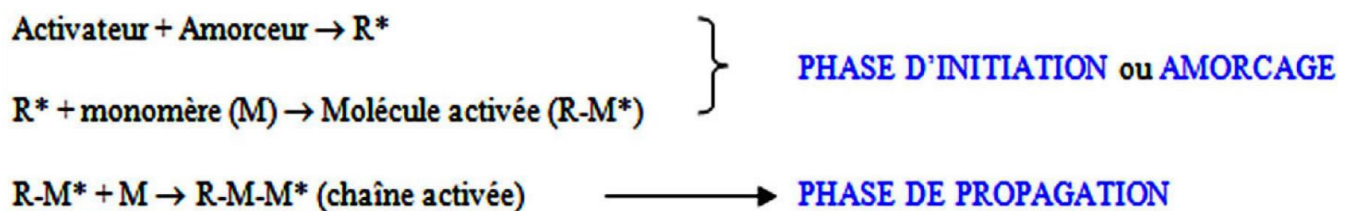


Figure 2 : Représentation schématique de la polymérisation en chaîne : mécanisme de polymérisation radicalaire (A. Raskin - 2009) (4)

Cette réaction de prise n'est jamais complète. Le taux de conversion de monomères en polymères est le plus souvent de l'ordre de 60 à 70%. Il reste toujours des monomères résiduels non activés ainsi que des additifs pouvant être libérés. (5)

➤ *Les inhibiteurs de prise*

Les inhibiteurs de prise permettent de conserver les RC.

Les monomères peuvent polymériser par exposition à la lumière ambiante (ouverture seringue), ou par dégradation spontanée. Pour éviter cette réaction de prise, des dérivés du phénol sont ajoutés comme inhibiteurs de polymérisation :

- butyl-hydroxy-toluène ou BHT
- MEHQ
- hydroquinone (provoquait des dyscolorations)

Du fait du pouvoir inhibiteur de polymérisation des phénols, il sera contre indiqué de les utiliser en fonds de cavités (ciments temporaires à base de ZnOE) sous les résines.

Remarque : l'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation. Les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air et entraîne l'absence de prise d'une fine couche d'oligomères (50 à 500 nm) à la surface des polymères quel que soit le mode de polymérisation. Cette partie superficielle peut être polymérisée en recouvrant la RC de glycérine, préalablement à la polymérisation. Autrement, cette couche disparaîtra lors du polissage de la restauration. (4)

➤ *Les pigments*

Ils permettent de modifier la couleur de la RC.

2.2. Les charges

Les charges constituent la partie inerte de la RC et permettent de la renforcer. Elles peuvent être minérales, organo- minérales et/ou organiques. Elles varient d'un composite à l'autre par leur nature, forme, taille et pourcentage.

Elles sont liées à la matrice par l'intermédiaire d'un silane et permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques (résistance à la traction, flexion, compression ; surtout si le taux de charges est > 60% en volume) (6). Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle (7) et donnent au matériau sa radio-opacité (contrôlée par addition de pigments de dioxyde de titane (TiO₂)). (8)

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effets d'améliorer l'état de surface, ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte, et d'augmenter la résistance à l'usure du matériau.

Par conséquent, plus les charges sont petites et nombreuses, plus les propriétés sont améliorées mais plus le composite devient visqueux et difficile à manipuler. (4,9)

➤ *La nature des charges :*

Minérales : Elles sont formées de silice et de verre de métaux lourds.

La silice peut être sous forme cristalline (quartz) ou non cristalline (verre boro-silicaté)

Organo-minérales : les charges possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou céramique) enrobé de matrice résineuse polymérisée. Les micro-charges sont utilisées sous cette forme ainsi que les charges OrMoCers. Il s'agit de macromonomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate.

Organiques : On trouvera dans la RC des charges uniquement organiques constituées de triméthylolpropane triméthacrylate. (3)

➤ La forme des charges

Afin de remplir le maximum d'espaces, les formes ont été diversifiées. Elles varient suivant le mode de fabrication ; elles peuvent être de forme arrondie, sphériques ou anguleuses.

➤ La taille des charges

La taille des particules varie de 5nm à 50 μm. On distingue :

- macro-charges : grosses particules de verre ou de quartz.
- micro-charges $\approx 0,04 \mu\text{m}$ (silice, SiO_2)
- nano-charges $\approx 5\text{-}100\text{nm}$
- hybrides

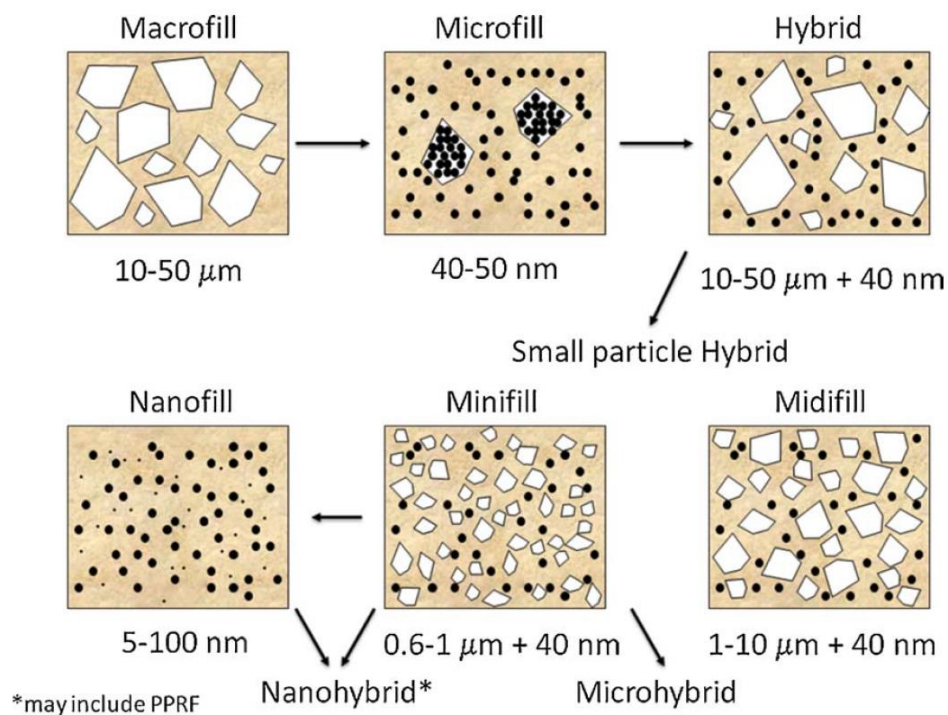


Figure 3 : Evolution chronologique de la taille des particules de charges
(J.L. - Ferracane - 2011) (10)

➤ Le pourcentage des charges

La proportion de charges peut être exprimée en pourcentage massique (% poids) ou en pourcentage volumique (% vol). Ce dernier est au toujours inférieur au % massique.

L'augmentation du taux de charges liées à la matrice améliore de nombreuses propriétés du composite et notamment les propriétés mécaniques (mais manipulation plus difficile au vu de sa viscosité qui augmente). (6)

2.3. Agent de couplage organo-minéral (le silane)

Le silane est une molécule bifonctionnelle qui assure la cohésion entre les charges et la phase organique. Elle possède à une extrémité :

-un atome de Si qui se lie à trois groupements OH qui interagissent avec les fonctions OH libres de la surface de la charge.

-à l'autre, un groupement méthacrylate qui réagit avec la résine matricielle durant la polymérisation.

L'hydrolyse des liaisons établies entre les charges et la matrice entraîne la décohésion des phases organique et minérale, entraînant le vieillissement prématuré et rapide de la résine composite. (4)

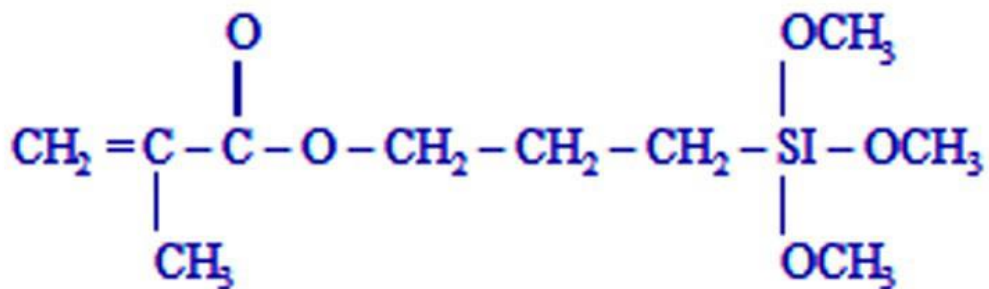


Figure 4 : γ -(methacryloyloxy) propyltrimethoxysilane (silane)
(A. Raskin - 2009) (4)

3/ Mécanisme de la réaction de polymérisation

3.1. Définition

Une polymérisation est une réaction dans laquelle des unités de monomères se lient les unes aux autres (par des liaisons chimiques) pour donner une molécule de haut poids moléculaire appelée polymère.

Cette réaction peut se faire de différentes manières mais la plupart des polymérisations se font soit par addition soit par condensation.

La polymérisation d'un composite dentaire qui se fait par addition, est une réaction de polymérisation en chaîne, dite radicalaire. Le point de départ est la décomposition d'un amorceur en radicaux libres, par un activateur. L'activation peut être d'origine thermique (thermopolymérisation), chimique (chémo-polymérisation) ou photochimique (photopolymérisation). Dans les restaurations en technique directe, seules la chemo- et photopolymérisation sont utilisées. (4)

Nous détaillerons ici la réaction de photopolymérisation.

Cette réaction se décompose en trois étapes : amorçage (=initiation), propagation, terminaison.

✓ Phase d'initiation (=d'amorçage) :

C'est l'activation des monomères de di méthacrylate par les radicaux libres formés à partir du complexe activateur/ photosensibilisateur/initiateur.

Dans cette réaction, l'initiateur est en général une amine tertiaire, le photosensibilisateur un dicétone, type camphoroquinone (ou encore aujourd'hui : lucirine, phénylpropanedione, Irgacure), et l'activateur des photons à partir d'une source lumineuse.

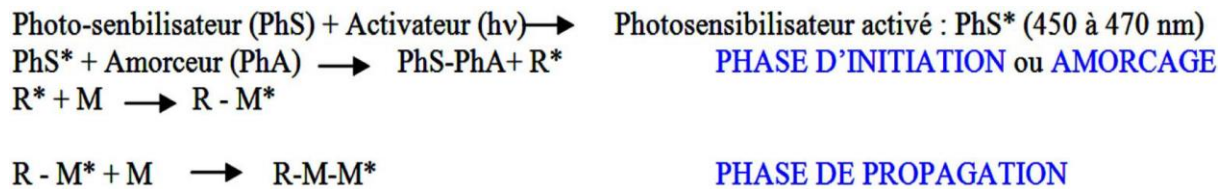
Ces radicaux libres créés, provoquent l'ouverture de la double liaison carbone du monomère, qui se retrouve donc activé, et provoque la phase de propagation (4).

✓ Phase de propagation :

C'est l'addition, la croissance du polymère par addition successive d'unités monomériques.

✓ Phase de terminaison :

Arrêt de la croissance des chaînes par la rencontre de deux radicaux mais aussi, et surtout, à l'impossibilité des monomères résiduels à se lier du fait de la rigidification du système polymère qui se met en place.



R : Radical libre, M : Monomère, M* : Monomère activé*

Figure 5 : représentation schématique de la photopolymérisation
(A. Raskin - 2009) (4)

La polymérisation adéquate de la totalité de la restauration dépendra de la propagation de la lumière au sein de ces matériaux, d'où la recherche permanente sur l'efficacité des générateurs de lumières utilisés pour initier leur polymérisation. Elle n'est jamais totale et uniforme.

Un polymère peut être caractérisé par son degré de conversion (DC). Le DC est le pourcentage de doubles liaisons carbone qui se convertit en simple lors de la réaction de polymérisation. (4)

3.2. Propriété inhérente au mécanisme de prise : le retrait de polymérisation

Lors de leur polymérisation, les résines composites se rétractent. En effet, la conversion des monomères en un réseau de polymères entraîne un remplacement des liaisons de Van der Waals par des liaisons covalentes plus courtes entre les molécules.

Cette diminution de la distance intermoléculaire engendre donc une contraction de prise. Lors du collage d'une résine composite aux parois de la cavité, des contraintes de polymérisation se développent au niveau de l'interface de collage (11).

Ces contraintes mécaniques apparaissant pendant et après la phase de polymérisation s'exercent simultanément dans les tissus minéralisés, dans le matériau et à l'interface entre les deux. Elles peuvent avoir de mauvaises conséquences cliniques :

- Tensions au niveau des tissus dentaires pouvant entraîner des flexions des cuspidés, des fragilisations ou des ruptures de l'émail
- Déchirures ± étendues et profondes au niveau du joint avec création d'un hiatus périphérique favorisant la percolation marginale, les dyscolorations, les réactions inflammatoires pulpaires, les récurrences de caries
- Contraintes internes dans le matériau favorisant la rupture partielle ou complète de la liaison résine-particule, apparition de fractures cohésives dans le matériau
- Diminution de la résistance mécanique. (4)

Cette contrainte à l'interface dent-matériau dépend non seulement du pourcentage de rétraction mais aussi de la cinétique de polymérisation.

La prise plus lente des composites facilite la dissipation des contraintes de rétraction, bien que le pourcentage final de rétraction soit du même ordre. (4)

En effet, lors d'une polymérisation, la résine composite passe d'un état liquide à un état solide et à un moment particulier, appelé point gel, la déformation plastique ne peut plus compenser les forces de rétraction du polymère en voie de formation. Avant le point gel, les monomères sont encore solubles, c'est à dire encore dissociables, et la possibilité de relaxation viscoélastique dissipe la contrainte dans la structure. Après le point gel, cette contrainte interne au matériau et sur les parois de la cavité ne peut plus être dissipée du fait de la rigidité du réseau de polymères (11–13).

Le retrait de polymérisation provoquera des contraintes sur les parois cavitaires si adhésion à celles-ci il y a (14). Dans le cas contraire, le retrait se traduira par un défaut d'adaptation au niveau marginal (perte d'étanchéité).

3.3. Facteurs influençant les conséquences cliniques du retrait

Les facteurs qui participent à la genèse de ces contraintes sont : la géométrie de la cavité, généralement caractérisée par ce qu'on appelle le facteur configuration ou facteur C, la composition du composite, la technique de mise en œuvre du composite (15), le taux de conversion des monomères, la vitesse de polymérisation et le mode d'insolation lumineuse (11). Par conséquent, en agissant sur ces facteurs positivement on peut réduire les conséquences néfastes cliniques.

4/ Classification des résines composites

De nombreuses classifications ont été proposées : en fonction de la viscosité (fluide, moyenne, compactable), du mode de polymérisation (chémo/thermo/photopolymérisation), de l'indication clinique (antérieur ou postérieur) ou de la taille des charges (macrochargé/microchargé/hybride).

Nous détaillerons la classification en fonction de la viscosité qui est la plus utilisée dans le cas des RC bulk fill.

➤ *Les résines composites de viscosité moyenne*

Durant de nombreuses années n'étaient disponibles sur le marché que des RC de viscosité moyenne. Leur composition (pourcentage de charges et abaisseurs de viscosité) est étudiée de manière à rendre leur manipulation clinique simple.

➤ *Les résines composites fluides*

En 1996 émergent les RC fluides. Elles répondent à des indications cliniques particulières, telles que le comblement des microcavités ou la mise en place d'un substitut dentinaire avant d'être recouvertes par un composite conventionnel.

Par leur faible module de Young, elles permettent d'obtenir un joint visco-élastique résistant en théorie aux contraintes de polymérisation. Leur fluidité est augmentée par la sélection de monomères de faible poids moléculaire et en diminuant le pourcentage de charges.

On obtient une RC présentant un étalement facilité ainsi qu'une bonne adaptation aux parois cavitaires mais en contrepartie, un retrait de polymérisation plus important et une diminution des propriétés mécaniques.

➤ *Les résines composites compactables*

En 1997, des composites dits compactables sont apparues, comme matériaux alternatifs à l'amalgame sans modifier les habitudes de travaux des praticiens. Ces matériaux devaient être placés en couche de 5mm et être condensés comme l'amalgame. Or, ils ne peuvent l'être et leur dénomination peut paraître inadaptée bien qu'acceptée universellement. C'est dans cette catégorie que rentrent les premières résines composites bulk fill.

II/ LES RESINES COMPOSITES « BULK FILL »

Le développement des résines composites et de la dentisterie adhésive a permis d'obtenir une économie tissulaire (on s'adapte à la cavité et on n'adapte plus la cavité au matériau) et un meilleur résultat esthétique. Un délabrement minimal pour une pérennité maximale. De ce fait, les RC représentent actuellement les matériaux les plus utilisés en techniques directes tant au niveau antérieur que postérieur. (16)

Bien que ces matériaux soient acceptables sur le plan mécanique, biologique et esthétique, des défauts persistent.

En effet l'un des principaux inconvénients des RC reste leur rétraction à la polymérisation, qui est proportionnelle au volume de résine, d'où le principe d'application du composite par incréments de 2 mm, appelé stratification. Ce principe d'application se justifie aussi par la faible capacité de la lumière à pénétrer au-delà de cette épaisseur pour les composites traditionnels. L'obturation des cavités parfois volumineuses, peut donc se révéler une tâche fastidieuse (16).

Le matériau idéal en restauration directe devrait répondre aux exigences suivantes, alliant la faible sensibilité technique de l'amalgame et sa longévité clinique, aux propriétés optiques et conservatrices des RC :

- Biocompatible
- Faible retrait de polymérisation et faibles contraintes de retrait
- Fiabilité élevée et profondeur de durcissement importante
- Bonne adaptation du matériau aux bords de la cavité, aux parois et aux fonds des cavités ;
- Propriétés physiques et mécaniques adéquates (résistance à la flexion, à l'abrasion, module d'élasticité, dureté Vickers, etc.), notamment dans les zones profondes ;
- Application facile et rapide, y compris le modelage et le polissage ;
- Teinte universelle du matériau d'obturation → suppression du choix parfois complexe de la teinte (1)

Une demande de simplification de la procédure de mise en œuvre des RC combinée à des propriétés mécaniques acceptables ont poussé les fabricants à créer une nouvelle gamme de produits composites : les RC d'obturation en masse appelés les « Bulk fill ».

1/ Définition

Les composites Bulk fill (BF) sont des RC d'obturation coronaire qui s'appliquent « en masse » au niveau des secteurs postérieurs. « Bulk fill » signifiant respectivement, masse et remplir.

Il existe deux classes de composite BF, ceux de basse viscosité nécessitant un recouvrement et ceux de haute viscosité, dits composites en monocouche, n'en nécessitant point. Le terme monocouche reste malgré tout généraliste, l'épaisseur maximale de polymérisation étant limitée à 4-5mm. L'augmentation de la profondeur de polymérisation est l'une des principales caractéristiques des composites Bulk, ainsi qu'une diminution du retrait de prise.

2/ Principe des BF

Pour satisfaire aux exigences mentionnées plus haut, particulièrement à la problématique de la polymérisation et ses conséquences, les composites BF ont été modifiés quant à leur formulation chimique sur la base des connaissances acquises dans le domaine de la science des matériaux.

Les trois principales caractéristiques des composites bulk fill qui permettent cette augmentation de la profondeur de la polymérisation et/ou de moindres contraintes sont les suivantes : une translucidité accrue, des photo-initiateurs spécifiques et des modulateurs de stress (1).

D'après Li (1985), augmenter la taille des charges permettrait également d'accroître cette profondeur de prise ; mais n'est toujours pas démontré de nos jours. (17,18)

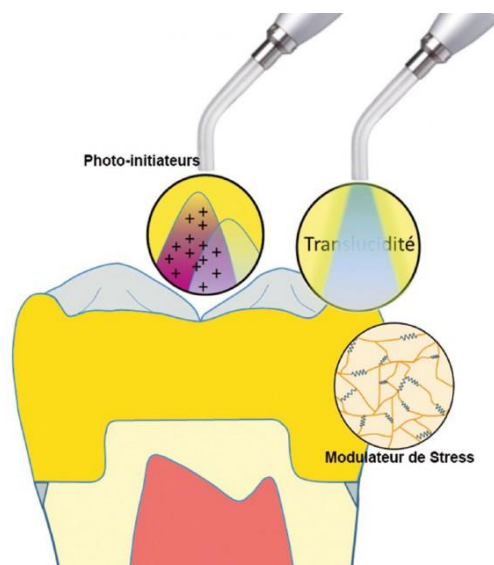


Figure 6 : représentation des 3 principales caractéristiques des BF
(J. Sabbagh - 2016) (16)

2.1 La translucidité des BF

C'est la technique la plus utilisée pour permettre une augmentation de la profondeur de polymérisation. Effectivement, plus le composite est translucide, plus le nombre de photons allant en profondeur est important et plus les chances d'initier la réaction de polymérisation en profondeur l'est aussi. (19,20)

Cette translucidité peut être améliorée en faisant correspondre les indices de réfraction des charges et de la matrice. (21)

Il a également été démontré que la transmission de la lumière dans les composites augmente avec la diminution de la teneur en charge et pour des formes régulières de celles-ci. (22)

Cependant, cette caractéristique peut provoquer une réduction de l'intégration esthétique de la restauration (20) et rend le matériau moins opaque qui réduit sa capacité de masquage, d'où la limitation de son usage dans les zones esthétiques (par exemple, Classe II mésiale sur première prémolaire).

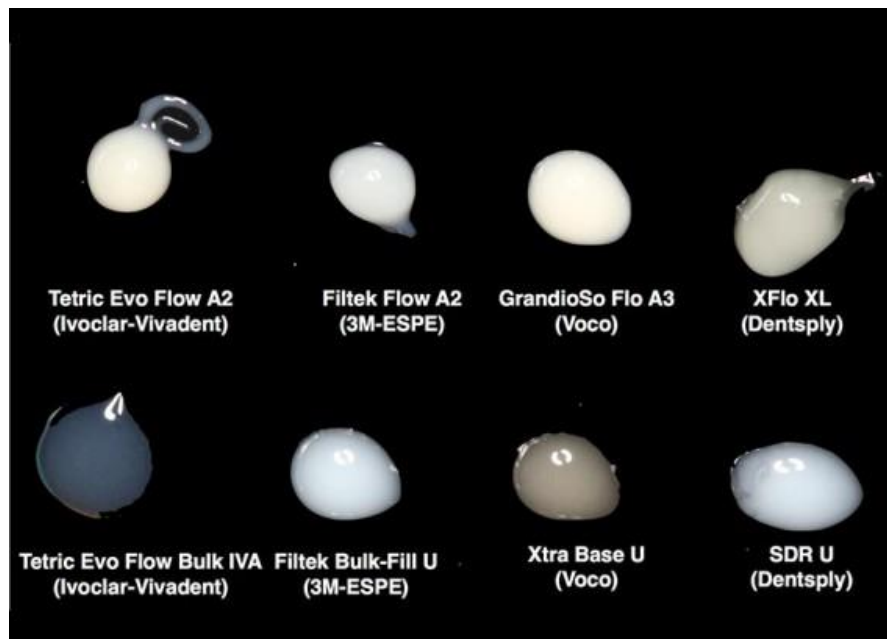


Figure 7 : Différence de translucidité entre les composites BF fluides (bas de l'image) et les fluides conventionnels du même fabricant.

(J. Sabbagh - 2016) (16)

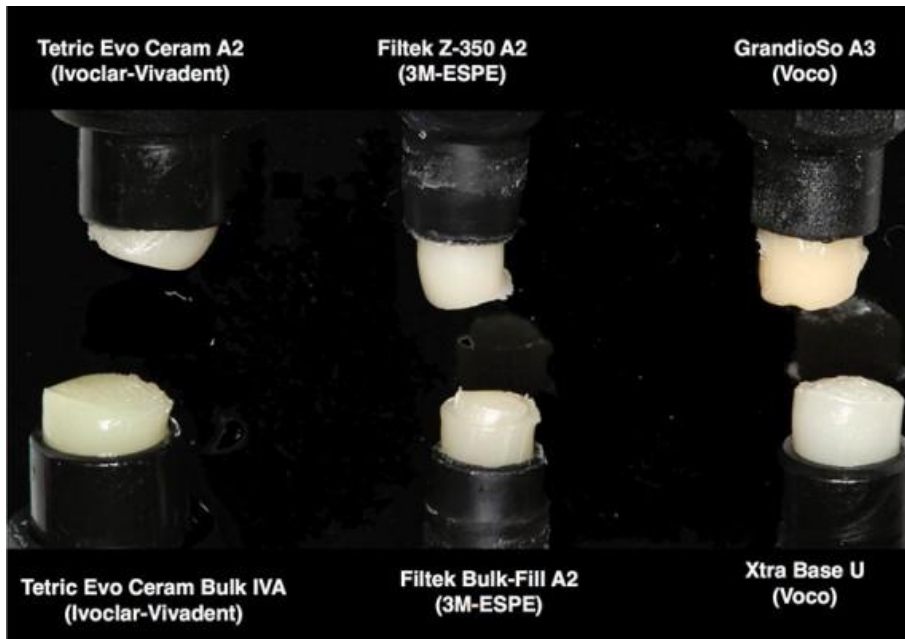


Figure 8 : Différence de translucidité entre les composites BF haute viscosité (bas de l'image) et les composites microhybrides non bulk du même fabricant (haut de l'image)
(Sabbagh - 2016) (16)

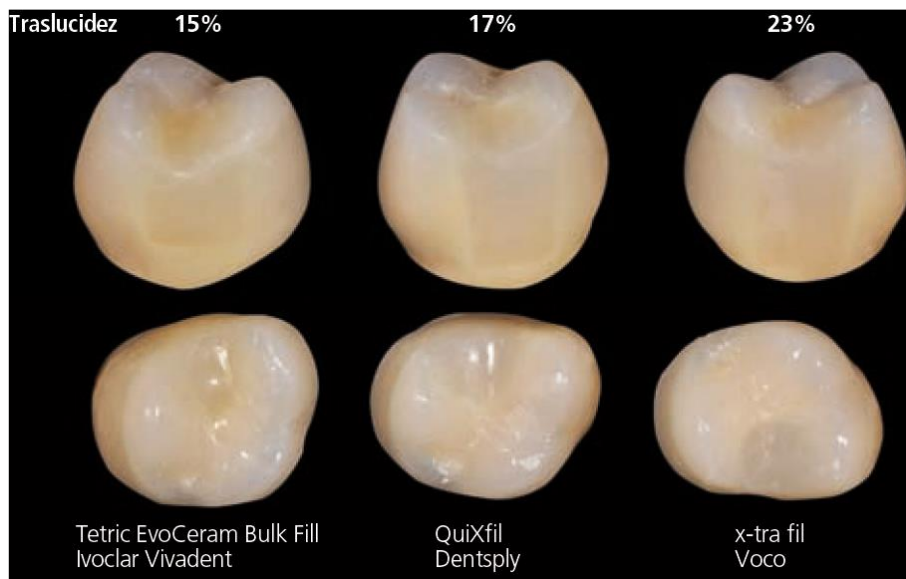


Figure 9 : Comparaison de la translucidité entre différents composites BF modelables
(Mahn - 2014) (18)

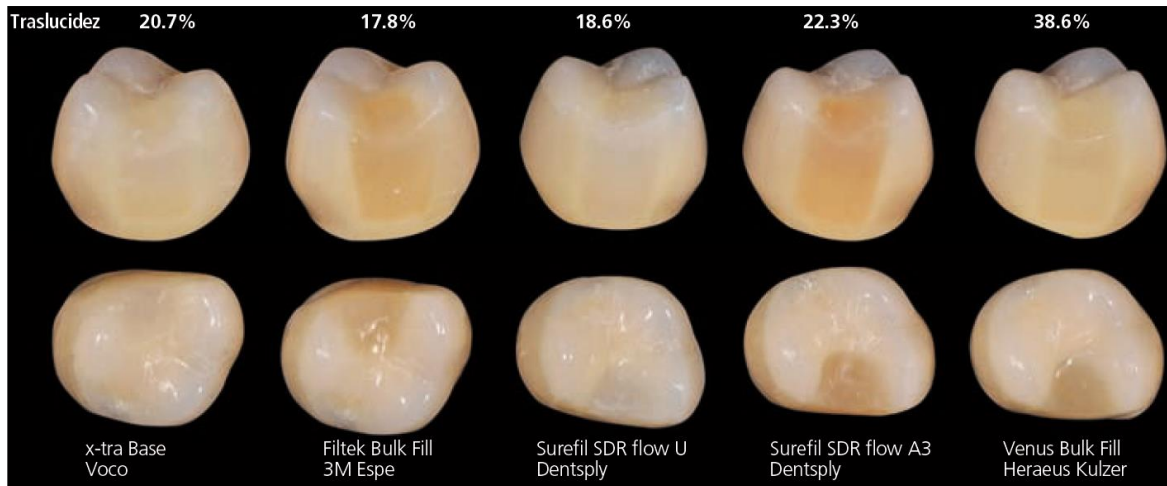


Figure 10 : Comparaison de la translucidité entre différents composites BF fluides
(Mahn - 2014) (18)

2.2. Optimisation des photo-initiateurs/sensibilisateurs

La deuxième explication de l'augmentation de la profondeur de polymérisation des composites BF : des systèmes initiateurs optimisés, très sensibles et réactifs, activés par la lumière. Même avec très peu de lumière (photons), ils initient encore une polymérisation suffisante et assurent ainsi une grande profondeur de durcissement (Burtscher 2011). Idéalement, on utilise pour la polymérisation des composites BF des lampes à haute intensité, la puissance devant au moins être de 1100 mW/cm^2 (Goracci 2014). (1,23)

En général les fabricants utilisent la camphoroquinone (CQ) comme photo-initiateur à un faible pourcentage variant entre 0,3 et 0,6 %. La polymérisation dépend de plusieurs éléments comme le type, la taille et le pourcentage de charges, la teinte et l'épaisseur du composite, ainsi que de l'intensité de l'appareil de lumière. Chaque photo-initiateur a un pic d'absorption spécifique, et le maximum de réactivité est obtenu quand ce dernier correspond au spectre d'émission de l'appareil de lumière (voir tableau 1) (24).

Type de photo-initiateur	Pic d'absorption maximal (nm)
Camphoroquinone	467
Oxide Acylphosphine	370 (455)
Phényl propanedione	390
Ivocérine	408
Lucérin TPO	385

Tableau 1 : Pics d'absorption des photo-initiateurs les plus couramment utilisés dans les RC
(Sabbagh - 2016) (16)

Moszner (2008) (25) et Durmaz (2008) (26) ont décrit les nouveaux initiateurs présentant une activité significativement plus élevée que les composites de camphorquinone (CQ) et d'éthylène 4 (N, N diméthylamino) (EMBO). Ils ont également conclu que les composites à base de ces nouveaux initiateurs présentaient une meilleure stabilité aux UV et leur stockage était comparable à celui des composites à base de CQ / EMBO.

Les composants de germanium synthétisés ont montré une absorption de la lumière bleue significativement supérieure à celle de la camphorquinone. Au cours de l'irradiation, les dérivés du germanium dibenzoyl sont soumis à une photodécomposition avec formation de radicaux.

Pour accélérer le processus de polymérisation, un nouveau photo-initiateur breveté par Ivoclar Vivadent, appelé Ivocerin a été ajouté au système initiateur standard, (Lucérin et camphorquinone) présent dans les composites Tetric EvoCeram fluides et modelables. À base de diethyl de germanium, il possède le coefficient d'absorption le plus élevé (sensibilité et réactivité accrue), son pic d'absorption est de 408 nm et permet de polymériser en seulement 10 secondes de larges épaisseurs allant jusqu'à 4 mm (18).

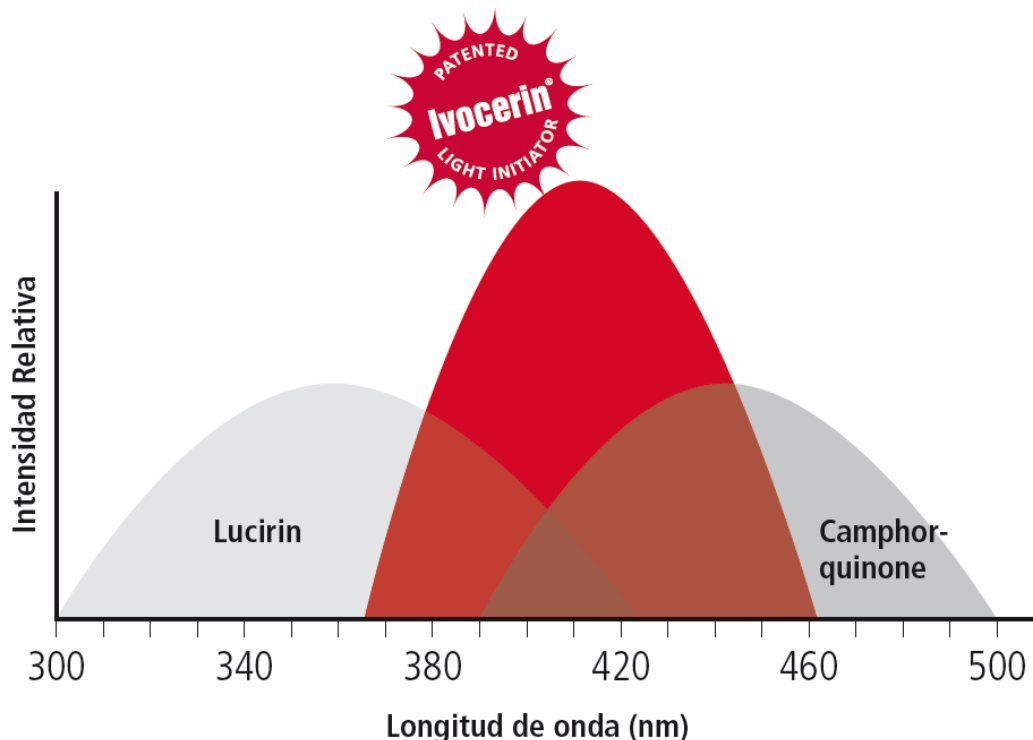


Figure 11 : Intensité relative d'Ivocerin par rapport à Lucirin et CQ (Mahn - 2014) (18)



Figure 12 : Illustration de la profondeur de polymérisation accrue avec Ivocerin (18)
(Mahn - 2014)

2.3. Utilisation d'un modulateur de contraintes de polymérisation

Avant l'apparition des résines BF, des composites dits à faible retrait avaient déjà été commercialisés. 3M Espe avait lancé sur le marché le composite appelé Filtek Silorane® (combinaison de monomères oxiranes et siloxanes), qui prétendait avoir un volume de contraction inférieur à 1%. Malgré un moindre retrait que les matériaux à base de méthacrylate, cette RC ne pouvait pas répondre aux attentes des dentistes, comportant de nombreux inconvénients : nécessité d'utiliser un adhésif spécial auto-mordançant, incompatibilité avec les composites à base de méthacrylate, absence de composite fluide et son application dans un nombre très limité d'indications. Dans une étude réalisée par Ilie (2007), il a été confirmé que les contraintes pourraient être réduites si certains paramètres étaient modifiés dans le processus de polymérisation (27).

On utilise pour les composites BF des monomères spéciaux ou des charges minérales en tant que « relaxateurs des tensions de polymérisation » ou « modulateurs de polymérisation » (figure 13), qui réduisent les tensions de contraction lors de la polymérisation en raison d'une augmentation plus lente du module d'élasticité au cours du durcissement, sans toutefois influencer négativement la vitesse de polymérisation et le degré final de conversion, qui si faible, compromettrait l'obtention de bonnes propriétés mécaniques de ces matériaux (27,28).

Plusieurs matériaux BF, en particulier le SDR (Smart Dentine Replacement, Dentsply) et le Tetric Evoceram Bulk fill (Ivoclar Vivadent) utilisent cette technologie spéciale, qui inclue dans la résine un modulateur de haut poids moléculaire qui agit comme un ressort afin de réduire la tension au sein de la restauration, lors de la polymérisation.

La recherche sur les composites à base de résine avec la technologie SDR™ a permis une réduction significative des niveaux de stress de contraction par rapport aux composites fluides classiques, aux nanohybrides et hybrides ainsi que les composites de silorane (28).

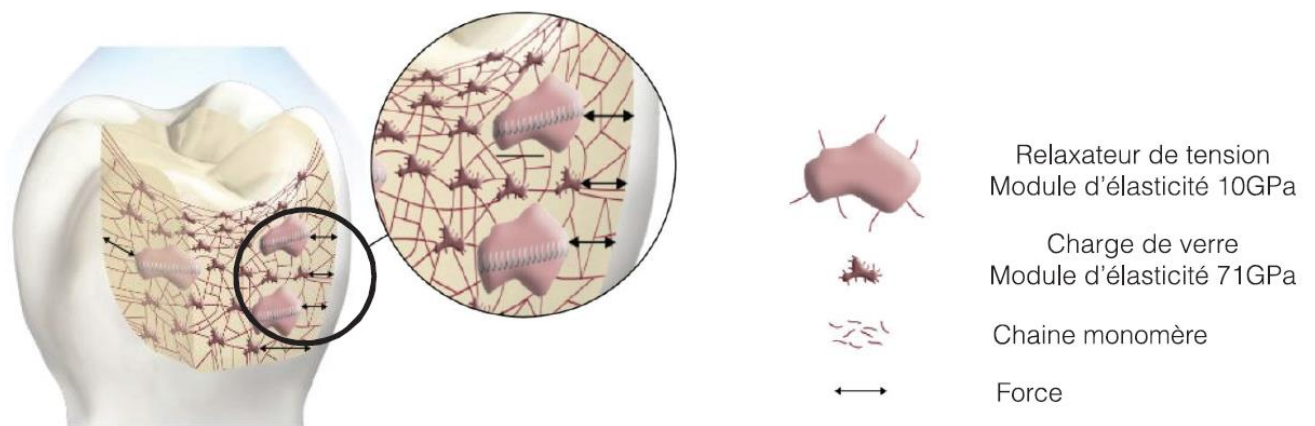


Figure 13 : Illustration des modulateurs de contrainte (29)

3/ Classification des BF

Les composites BF sont divisés en 2 grandes catégories :

- **Substituts dentinaires** : indiqués en fond de cavité, qui doivent être recouverts par un composite conventionnel => ce sont les **BF fluides**, et les bulk fibrés.

Voici quelques exemples de ceux-ci sur le marché :

- Surefil® SDR® (Dentsply®)
- Venus Bulk fill® (Heraeus Kulzer®)
- X-tra Base® (Voco®)
- Filtek Bulk fill Flow® (3M ESPE®)
- Tetric EvoFlow Bulk fill (Ivoclar Vivadent®)
- EverX Posterior® (GC®) : BF fibré

- **BF modelables**, condensables, de haute viscosité, qui sont utilisés pour des restaurations en un temps, ne nécessitant pas de recouvrement :

- QuixFil® (Dentsply®)
- Tetric EvoCeram Bulk fill® (Ivoclar Vivadent®)
- X-tra Fil® (Voco®)
- SonicFill® (Kerr Hawe®) : nécessité d'une pièce à main sonore spéciale pour l'appliquer
- Filtek Bulk fill Posterior® (3M ESPE®)

Tous les bulk sont conditionnés en seringues ou en compules.

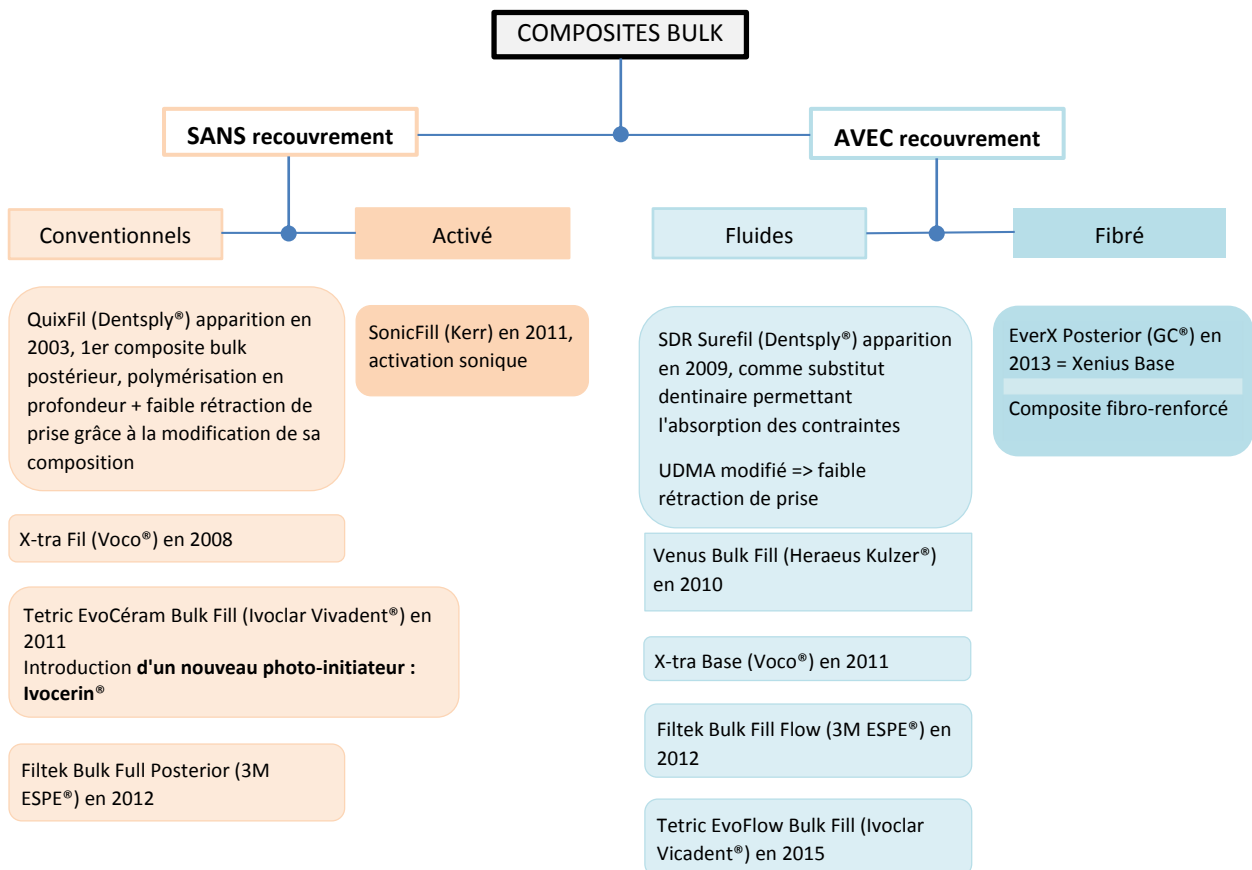


Figure 14 : Classification des BF (Alessandri - 2017) (30)

4/ Propriétés des BF

Un matériau destiné à remplacer une perte de tissus dentaires doit avoir des propriétés se rapprochant le plus possible de la substance à remplacer, à savoir l'émail et la dentine.

Ils doivent répondre à des exigences physico-mécaniques, physico-chimiques et esthétiques.

4.1 Propriétés physico-mécaniques

Les BF étant conçus pour la région postérieure porteuse de contraintes, doivent remplir un cahier des charges précis et avoir surtout des propriétés physico-mécaniques adaptées à ce secteur (31). En effet, la force de mastication occlusale au niveau de la deuxième molaire peut atteindre 600 à 800 N. D'où l'importance d'une bonne résistance aux forces occlusales pour éviter les fractures des restaurations.

Les essais mécaniques visent à mesurer les principales propriétés des matériaux soumis à une charge. Malgré l'existence de normes issues d'organismes internationaux tels que la Fédération Dentaire Internationale (FDI) et l'International Organisation for Standardisation (ISO), des variations de résultats sont observées en fonction des différents protocoles utilisés in vitro. Pour un même produit, les valeurs diffèrent d'une étude à l'autre dû notamment aux différentes configurations des paramètres des études. (32)

Malgré ces différences, nous pouvons quand même tirer des tendances générales que nous allons voir à travers les propriétés suivantes : le DC, la rétraction et contraintes de prise, la résistance à la flexion, le module d'élasticité, et la dureté.

4.1.1 Le degré de conversion

Le DC défini plus haut, dépend du mode de polymérisation (chémo-<photo-<thermopolymérisation) mais également de : la nature de la matrice et des charges, la taille des charges, la teinte du composite, la puissance de la source lumineuse, du temps d'irradiation (4).

Les propriétés physiques et mécaniques des composites dentaires sont directement influencées par le DC. Un composite avec un DC trop bas entraîne des propriétés mécaniques inférieures ainsi qu'une dégradation et une décoloration accrues ayant pour résultat une mauvaise résistance à l'usure et une mauvaise stabilité de la teinte (33). D'après Par (2014), le DC augmente lorsque la température augmente (34,35).

Un seuil de 55% est requis pour avoir une résistance à l'usure adéquate au niveau occlusal de la restauration (36).

De nombreuses études ont montré que les principaux BF présentaient un DC > 55% (31,34,37,38) malgré des résultats controversés par Lempel (2016) (39), mais qui montrent cependant que les composites bulk fluides ont un meilleur DC comparé aux composites fluides conventionnels. Dans une autre étude réalisée par Leprince (2014), est relaté le fait que le DC est faiblement corrélé aux propriétés mécaniques (voir plus bas résistance à la flexion et dureté), contrairement à la teneur en charges (figure 15, 17, 18, 20) (31).

Le temps de photopolymérisation, le milieu de stockage influencent également le degré de conversion (39).

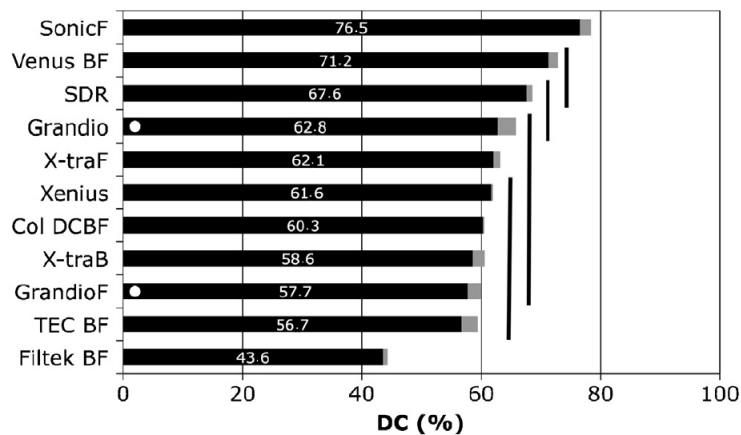


Figure 15 : Comparaison du DC de certains BF et de RC conventionnelles. (31)
(Leprince - 2014)

Degré de conversion (%) mesuré par spectroscopie Raman. Les matériaux sont classés en ordre décroissant ordre en fonction de leurs moyennes (barres horizontales noires) et les écarts-types sont ajoutés sous forme de barres grises. Les barres verticales relient des matériaux qui ne sont pas statistiquement différents ($p > 0,05$) ($n = 5$)

4.1.2 Rétraction et contraintes de prise

La rétraction de prise est liée à la réticulation du matériau lui-même. Elle se déroule pendant et après la polymérisation. En effet, 75% de la polymérisation s'effectue pendant les 10 premières minutes et se poursuit pendant 24 heures. La rétraction de prise se mesure en pourcentage (%), et varie de 1,5% à 5% en volume pour les résines méthacrylates (40).

Elle peut entraîner un hiatus à l'interface dent-matériau, avec des risques de coloration marginale et de micro-infiltration, ainsi que des contraintes dans les tissus résiduels. Il est donc important que cette rétraction soit la plus faible possible afin d'en diminuer les effets néfastes.

Les contraintes de polymérisation sont essentiellement la résultante de la combinaison du retrait volumique, de la vitesse de polymérisation (facteur extrinsèque avec la puissance de la lampe, les programmes de polymérisation et le type de polymérisation photonique ou chimique), et du module d'élasticité (facteurs intrinsèques dépendant du choix du matériau) (voir figure 16) (41). Pour résumé, plus la phase résineuse augmente, plus le retrait augmente (la réaction de polymérisation se passant en son sein). A l'inverse, plus le taux de charges augmente, moins il y a de retrait. Mais en contrepartie la rigidité augmente, donc les contraintes existantes augmentent avec celle-ci, ne pouvant être dissipées (car moins viscoélastique).

Il y a une corrélation positive entre la profondeur de polymérisation, la rétraction de prise et la contrainte de polymérisation (42,43)

Les composites de haute viscosité (bulks ou conventionnels) présentent en général des contractions de polymérisation significativement inférieures aux composites de faible viscosité (42–45).

Les composites BF fluides présentent une rétraction inférieure aux fluides conventionnels d'après Jang (2014) (43).

Préchauffer les BF ou les RC conventionnelles avant la photopolymérisation diminue les forces de contraction sans compromettre le degré de conversion d'après Taubock (2015) (46).

Le BF SDR présentait la plus faible contrainte de retrait dans les études de Ilie et Hickel (2011) (28) et de Marovic (2015) (47).

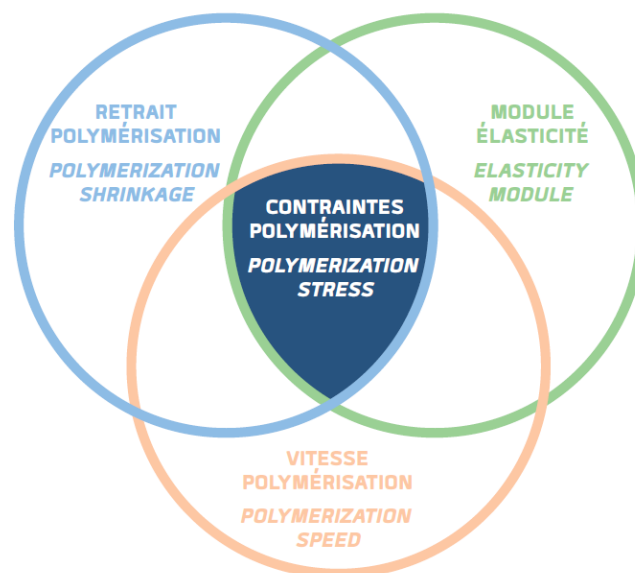


Figure 16 : Contraintes de polymérisation (41)
(Raskin – 2018)

4.1.3 La résistance à la flexion

La résistance à la flexion indique si une restauration peut tolérer une charge occlusale sans rupture. Un matériau qui présente une grande résistance à la fracture est capable de mieux résister à l'amorçage de fissures et à leur propagation. Par conséquent, les propriétés de ténacité et de résistance à la flexion deviennent des critères importants de la longévité des matériaux dentaires.

Elle est évaluée selon la norme ISO-4049 qui requiert des valeurs au moins supérieures à 80MPa et permet de simuler certaines contraintes occlusales exercées sur les restaurations dans la cavité buccale. Dans les régions postérieures, les composites doivent être les plus résistants possibles pour supporter les forces masticatoires. Dans ces zones, il est indispensable d'utiliser un matériau ayant une résistance à la flexion élevée (4,48).

Les composites BF modelables (sauf TECBF d'après El-Damanhoury (2013) (13)) et fibro-renforcés montrent une résistance à la flexion similaire à celle des composites conventionnels, et supérieure aux composites bulk fluides (31,48–52).

D'après la figure 17 extraite de Leprince (2014), seuls les deux composites BF modelables Sonic Fill (Kerr) et X-tra fil (Voco) rivalisent avec le composite hybride témoin Grandio (Voco).

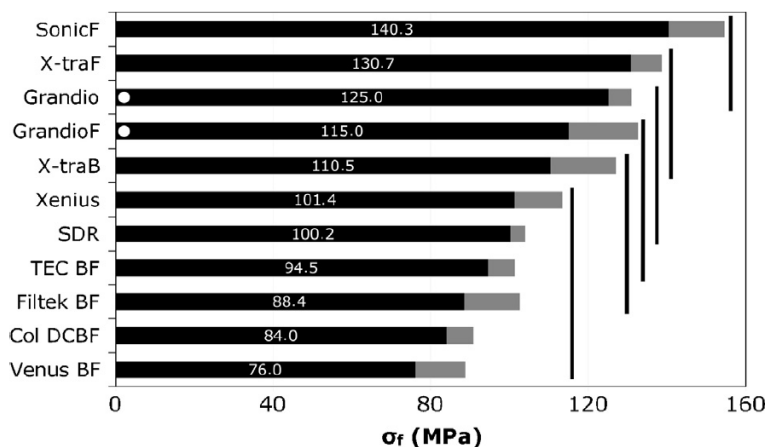


Figure 17 : Comparaison de la résistance à la flexion entre certains BF et RC conventionnelles (31)
(Leprince - 2014)

La résistance à la flexion (MPa) est mesurée par une flexion en trois points. Les matériaux sont classés par ordre décroissant en fonction de leur moyenne (barres horizontales noires) et les écarts types sont ajoutés sous forme de barres grises. Les barres verticales connectent des matériaux qui ne sont pas statistiquement différents ($p > 0,05$) ($n = 5$).

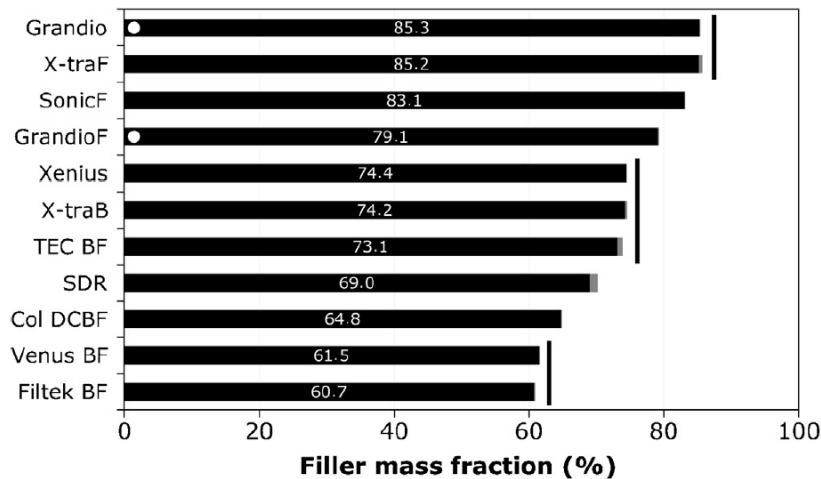


Figure 18 : Comparaison du taux de charges massique entre les différents composites (31)
(Leprince - 2014)

On peut noter sur ces deux diagrammes, qu'il y a une forte corrélation entre le taux de charges et la résistance à la flexion.

4.1.4 Module d'élasticité (ou de Young)

Le module d'élasticité donne des informations sur le comportement du matériau soumis à des contraintes et caractérise la rigidité du matériau. Il détermine à partir de quelle contrainte le matériau est déformé.

Plus le module d'élasticité est élevé, moins le matériau se déforme sous la contrainte et par conséquent, plus il est rigide et aura un risque de fracture plus élevé.

Intérêt du Module Young faible : suit les contraintes dentaires. (4)

Les composites bulk modelables et fibro-renforcés obtiennent un module de flexion similaire aux composites conventionnels d'après plusieurs études. Les bulk fluides ont les modules de flexion les plus bas mais les valeurs d'XTB (X-tra base) se rapprochent de celles des composites bulk modelables et surtout de TECBF (31,48,50).

Mais d'après El-Safty (2012) (53), les BF ont un module d'élasticité plus proche des composites fluides que des RC hybrides conventionnelles (figure 19).

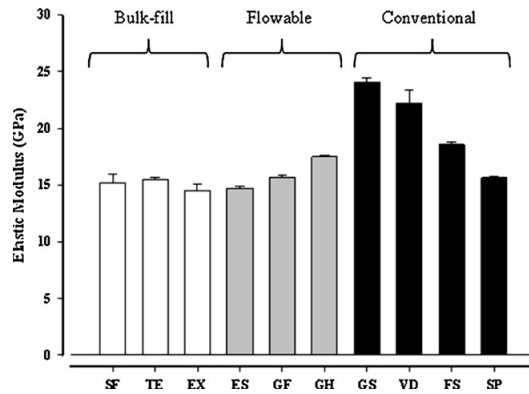


Figure 19 : Module d'élasticité de BF, composites fluides et modelables.
(El-Safty - 2012) (53)

4.1.5 La dureté

La dureté peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous charge. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion. Elle est aussi utilisée pour évaluer le DC. (4)

La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique mais elle est directement liée à son taux de charges (plus le matériau est chargé, plus la dureté est élevée et plus il est difficile à polir). Ceci explique les plus faibles valeurs des composites microchargés et fluides. Les valeurs de dureté des résines composites sont toujours bien inférieures à la dureté de l'émail (240 à 440 VHN) mais aussi à celle de la dentine (50 à 87 VHN).

On retrouve donc dans l'ordre : Email > Dentine > Composites compactables, hybrides > Composites microchargés, Fluides (5).

Les matériaux composites doivent obtenir un pourcentage minimum de dureté égal à 80% pour être considérés comme suffisamment polymérisé pour une épaisseur de 4mm. Un pourcentage de 80% sera considéré comme une polymérisation acceptable, et un pourcentage supérieur à 90% représentera une polymérisation efficace (54).

Les composites conventionnels tout comme les résines Bulk fill présentent une dureté acceptable, de l'ordre de celle de la dentine, bien que très en deçà de celle de l'émail (55).

La dureté peut être mesurée de plusieurs façons : les duretés Knoop et Vickers étant les plus courantes, mais aussi la dureté de Mohs - la dureté Brinell - la dureté Rockwell B et C.

La dureté universelle est définie comme la force d'essai divisée par la surface apparente de l'empreinte sous la force d'essai appliquée, elle est calculée en Kg/mm².

VHN = VH : Vickers hardness number = dureté Vickers.

$$\text{VHR} = \frac{\text{valeur moyenne VHN à la base}}{\text{valeur moyenne VHN à la surface}} \times 100$$

Les composites modelables ont des valeurs de dureté supérieures aux composites fluides, ce qui est lié à un taux de charges plus important (21,28,31,44,55–58).

Les valeurs de microdureté Vickers des composites bulk modelables sont similaires aux composites modelables conventionnels (31,59).

La microdureté VHN mesurée sur la surface supérieure est plus haute que celle de la surface inférieure ce qui est expliqué par une dispersion de la lumière à travers les particules de charges et par une réduction de la lumière dans les couches profondes du composite.

À mesure que la profondeur augmente, les valeurs de microdureté diminuent pour la majorité des composites, BF inclus (19,21,31,60,61). Cependant pour certains composites bulk cette remarque est fautive : QXF montre une dureté homogène à travers toute la restauration (33), de même pour VBF dans l'étude de Kim (2015) (19), ainsi que pour SDR et XTB dans l'étude de Zorzin (2015) (62).

Les mesures de dureté Vickers 24h après la photopolymérisation ont révélé des valeurs supérieures à celles obtenues immédiatement après la photopolymérisation (60).

Dans la majorité des études, les ratios VHN des BF (à 4 mm) trouvés, sont tous supérieurs à 80% (19,21,62) ; hormis dans certaines études telle que celle de Jang (43) où TECBF et TECF y sont inférieurs. La microdureté est plus homogène à travers les composites bulk que dans les composites conventionnels d'après Son (2017) (63).

XTF et SF se présentent comme les BF ayant les valeurs de microdureté les plus élevées (21,31,51,59,60,64) ; et à l'inverse, FBF et VBF les plus faibles (21,31,51,63).

En résumé, la microdureté va augmenter avec le taux de charge, le temps de photopolymérisation, et diminuer en général avec l'augmentation de l'épaisseur du matériau et selon le milieu de stockage (salive, éthanol).

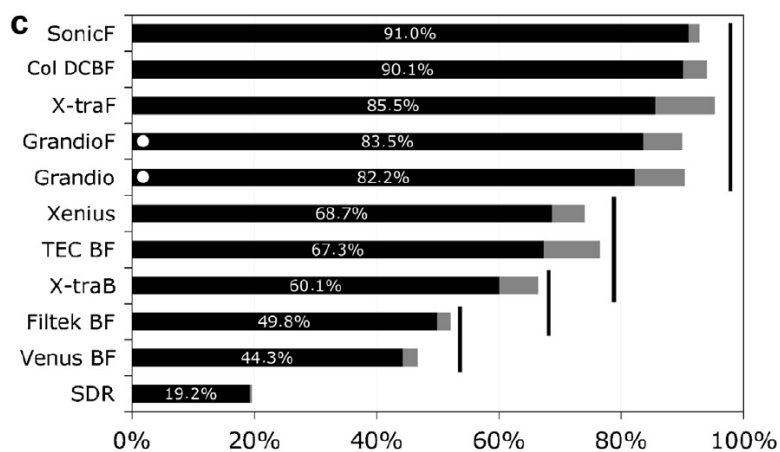
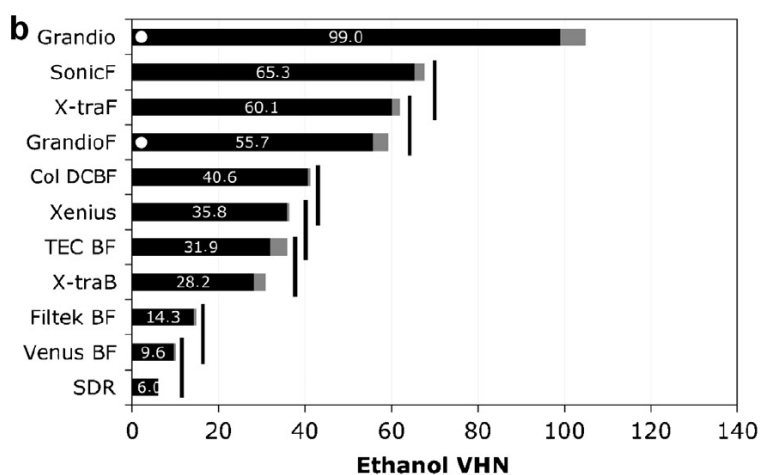
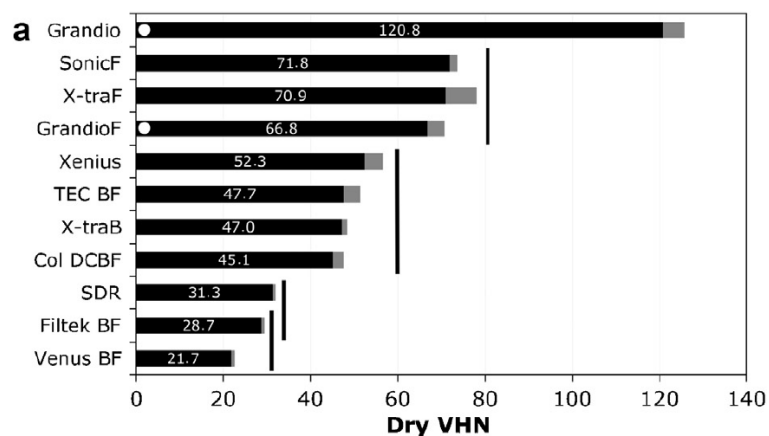


Figure 20 : Comparaison des différentes microduretés entre les composites selon le stockage. (31)
(Leprince - 2014)

Microdureté Vickers (VHN) (a) après 24 h de stockage à sec dans l'obscurité, (b) après 24 h de stockage dans l'éthanol et (c) le rapport entre les deux. Les matériaux sont classés par ordre décroissant en fonction de leur moyenne (barres horizontales noires) et les écarts types sont ajoutés sous forme de barres grises. Les barres verticales connectent des matériaux qui ne sont pas statistiquement différents ($p > 0,05$) ($n = 5$).

Matériaux	Fabricants	Composition	Teintes/ Données fabricants
Venus® bulk fill <i>Viscosité fluide</i>	Heraeus Kulzer®	Sa matrice est composée d'UDMA, TEGDMA et EBPDMA. Les charges sont une combinaison de verre de silicate de tri-fluorure, dioxyde de silicium et baryum/aluminium/fluor. Avec pour taille de 0,02µm à 5µm, elles représentent 65% du poids (38% du volume).	Teinte : Universelle Incrément : 4 mm max recouvert de 2 mm de composite de surface Polymérisation : 20s > 550mW/cm ²
SureFil SDR® Flow <i>Viscosité fluide</i>	Densply®	Il est composé de TEGDMA, EBPDMA et UDMA modifié. Il possède des charges de verre d'alumino-fluoro-borosilicate de baryum et de verre d'alumino-fluoro-silicate de strontium. Elles ont une taille de 4.2µm et représentent 68% du poids (45% du volume).	Teintes : Universelle, A1, A2, A3 Incrément : 4 mm max recouvert de 2 mm de composite de surface Polymérisation : 20s > 550mW/cm ² pr U / 40s pr autres teintes, (avec pic X=470nm)
X-tra base® <i>Viscosité fluide</i>	Voco®	Sa matrice est composée de Bis-EMA, MMA, UDMA. A pour charges de la céramique de verre de baryum et de la silice de taille 3,5µm. Les charges représentent 75% du poids (61% du volume).	Teintes : Universelle, A2 Incrément : 4mm recouvert de 2 mm de composite de surface Polymérisation : 10s > 500mW/cm ² pr U/20s à 500- 800mW/cm ² OU 10s> 800mW/cm ² pr A2
Filtek® Bulk fill Flowable <i>Viscosité fluide</i>	3M®	Sa matrice est composée de Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA et résine proclate. Les charges sont une combinaison de zircone/silice de taille 0,0 1µm à 3,5µm et d'ytterbium trifluorure de taille 0,1 µm à 5µm. Elles représentent 64,5% du poids (42,5% du volume).	Teintes : U, A1, A2, A3 Incrément : 4 mm max recouvert de 2 mm de composite Polymérisation : 10s à 1000-2000 mW/cm ² OU 20s à 550-1000mW/cm ² pr U / Temps x2 pr autres teintes
Tetric® EvoFlow Bulk fill <i>Viscosité fluide</i>	Ivoclar Vivadent®	La matrice se compose de diméthacrylates. Les charges comportent du verre de baryum, du trifluorure d'ytterbium et des copolymères. Il contient aussi : additifs, initiateurs, stabilisateurs et pigments. Teneur en charge 68% du poids (46% du volume) de taille moyenne de 5µm.	Teintes : IVA, IVB, IVW Incrément : 4 mm max recouvert de 2 mm de composite Polymérisation : 10s > 1000mW/cm ² OU 20s > 600mW/cm ²
Beautiful Bulk Flowable	Shofu Dental Corporation	Sa matrice est composée de Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA. Possèdent des charges S-PRG (Verre de F, B, Al, Si), Charges prépolymérisées	Teinte : Universelle Incrément : 4 mm max recouvert de 2 mm de composite de surface Polymérisation : 10s
EverX Posterior <i>Composite fibré</i>	GC®	Composite de remplacement dentinaire renforcé en fibres de verre. Il est composé de Bis-GMA, PMMA, TEGDMA. Il a pour charge du verre de baryum, fibres de verre-E (1 -2mm). Les charges et fibres inorganiques représentent 77% du poids (55% du volume).	Teinte : Universelle (Transparent) Incrément : 4mm recouvert de 1-2mm de composite de surface Polymérisation : 10s > 1200mW/cm ² OU 20s à 700mW/cm ² (pic à 470nm)

Tableau 2 : Récapitulatif des BF recouvrables, données des fabricants
(Alessandri - 2017) (30,41)

Matériaux	Fabricants	Composition	Teintes/ Données fabricants
Tetric® EvoCeram Bulkfill <i>Composite nano-hybride - modelable</i>	Ivoclar Vivadent®	Il présente une matrice de Bis-GMA Bis-EMA et UDMA et a pour charge du verre de baryum, du trifluoride d'ytterbium, d'oxyde mixte et de pré-polymères. Taille des particules de 40nm à 3000nm. Les charges minérales représentent 81 % du poids (61% du volume).	Teintes : IVA, IVB, IVW Incrément : 4 mm max Polymérisation : 10s à 1200 mW/cm ² (longueur d'onde entre 400 et 500nm)
X-tra fil® <i>Composite hybride de haute viscosité</i>	Voco®	Il est composé d'une matrice d'UDMA, TEGDMA, Bis-GMA et de BTH. Les charges de verre d'alumino-fluoro-borosilicate de baryum (2-3 pm) représentent 86% du poids (70% du volume).	Teinte : Universelle Incrément : 4 mm max Polymérisation : 10s > 800 mW/cm ² OU 20s de 500 à 800mW/cm ²
QuixFil® <i>Composite haute viscosité - modelable</i>	Densply®	Sa matrice est composée d'UDMA, TEGMA, de résines Di- et Tri méthacrylate, BHT, de résine diméthacrylate modifié par acide carboxylique. Il possède aussi un UV stabilisateur de la camphoroquinone de l'éthyle-4-diméthylaminobenzoate. Les charges sont une combinaison de Phosphate-silicate silané au fluorure de strontium, d'aluminium et de sodium, elles représentent 85,5% du poids (66,4% du volume).	Teinte : Universelle Incrément : 4 mm max Polymérisation : 10s à 800 mW/cm ² OU 20s de 500 à 800 mW/cm ²
Filtek®Bulk fill Postérieur <i>Composite haute viscosité - modelable</i>	3M®	Sa matrice est composée d'un monomère méthacrylate à haut poids moléculaire appelé AUDMA et d'un autre appelé AFM. Il possède aussi du DDDMA (1, 12 dodecanediol diméthacrylate) et de l'UDMA. Les charges sont une combinaison d'ytterbium trifluoride 100nm, de silice (20nm) et de zircon (4-11nm), elles représentent 77% du poids (59% en vol).	Teintes : A1, A2, A3, B1, C2 Incrément : 4 à 5 mm Polymérisation : 20s à 1000-2000mW/cm ² OU 40s à 550-1000mW/cm ² (400 à 500nm)
Beautifil Bulk Restorative	Shofu Dental Corporation	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA Charges S-PRG (Verre de F, B, Al, Si) charges prépolymérisées	Teinte : Universelle Incrément : 4 mm max Polymérisation : 10s
SonicFill® <i>Composite nanohybride de haute viscosité - modelable</i>	Kerr®	Sa matrice est composée Ethoxylated bisphénol-A-diméthacrylate. Bisphénol A-bis-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropyl) éther, TEGDMA. 3-triméthoxysilylpropyl méthacrylate. Les charges sont une combinaison de verre de silicate, elles représentent 83,5% du poids.	Teinte : Universelle Incrément : 5 mm max Polymérisation : 10s

Tableau 3 : récapitulatif des BF non-recouvrables, données fabricants.
(Alessandri - 2017) (30,41)

	Charges en % (poids/vol)	Profondeur de poly en mm	Dureté	DC %	Flexion résistance en MPa	Module en GPa	Rétraction de prise en %	Contraintes de poly en MPa
VBF	65/38	6,2		55 (FTIR)	122	3,6 (Ilie)	4.1	3,4
SDR	68/45	4,1	100/80 (2/4mm Knoop)	60/50 (0/4mm FTIR)	110	5,753	3,5	1,6
XTB	75/61	4	100 (Vickers)		141	9,3	2,54	5,93
FBF (U)	64,5/42,5	4,4/4,5	80% (Knoop)	91% (à 4mm en Raman)	126,5	4.658	3,1	1,9
TECBFF	68,2/46,4	4			118	2,8	3,5	1.44
EXP	74,2/53,6	4					2,92	1
SF	83,5/83	5	82/83 (0/5mm Rockwell)	100/99/91 (2/4/6 mm FTIR) (Rueggeberg)	185 (Jeffrey) 159 (Nguyen)	12,9 (Nguyen)	1,6	3
TECBF	81/61	4	100/83,9 (0/4mm Vickers)		120	4,5	1,96	1,13-1,4
XTF	86/70	4	142 (0mm Vickers)		145	4	1,7	3,5
QXF	85.5/66.4	4.4	88.1 (Vickers)		115		1.66	3,2/3,9 T0/T24H
FBFP	77/59	4,56	64/54 (0/4mm Knoop)		150	10		

Tableau 4 : récapitulatif des propriétés physico-mécaniques des BF (données fabricants)
(Alessandri - 2017) (30)

4.2 Propriétés physico-chimiques

4.2.1 Propriétés thermiques

Elles interviennent dans l'intégrité du joint périphérique :

- Coefficient de dilatation thermique : 2 à 4 fois plus grand que celui des tissus dentaires (Email : $11,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ et Dentine : $8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)
- $25 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites macrochargés < $35 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- $22 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites hybrides < $35 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- $45 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites microchargés < $70 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

Des contraintes peuvent apparaître à l'interface matériau/dent lors des changements de température dans la cavité orale.

- Conductivité thermique.

La conductivité thermique est la capacité d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie. Les RC ont une faible conductivité thermique ($1,09 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), proche de celle de l'email ($0,93 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$) et de la dentine ($0,64 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), contrairement à l'amalgame ($83 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$).

La différence de coefficient de dilatation thermique entre la RC et les tissus dentaires peut entraîner des contraintes à l'interface matériau/dent lors de changements de températures mais la conductibilité thermique des résines composites étant semblable aux tissus dentaires et faible, il faut probablement des changements de température prolongés pour que ces contraintes puissent être transmises. (4)

Les BF n'ont pas montré de comportement différent par rapport aux résines composites conventionnelles (59).

4.2.2 Absorption hydrique et solubilité

Les résines à base de BisEMA et d'UDMA-BisEMA semblent être plus hydrophobes que les systèmes à base de BisGMA d'après Alshali (65).

Les résines BF et les RC classiques, varient en termes d'absorption et de solubilité, mais sont toutes deux considérées comme stables dans le stockage à long terme dans la salive (65).

4.2.3 Propriétés optiques et radiologiques

La radiopacité des composites BF destinés au secteur postérieur doit être au minimum égale à celle de la dentine (1,07) ou de l'émail (2,09). En employant des produits ayant une radiopacité supérieure à celle de l'émail, on peut détecter des caries secondaires et permettre le contrôle de l'adaptation des couches profondes de composite ainsi que l'absence de vide (66). Les composites BF fluides et modelables montrent des radiopacités supérieures à celle de l'émail (67,68).

4.3 Propriétés esthétiques

Tous les composites BF, à l'exception de SonicFill (Kerr), présentent une translucidité accrue comme nous l'avons vu plus haut, impliquant un compromis au détriment des propriétés esthétiques, qui ne peut être évité. (32)

Une haute translucidité entraîne un aspect gris de la restauration et ne permet pas de masquer des discolorations dentaires importantes sous-jacentes s'il y en a (1).

D'après l'étude de Koc-Vural (2017), les procédures de polissage peuvent influencer de manière significative sur la résistance à la coloration des RC bulk (69).

Les BF ont une plus grande sensibilité à la coloration après immersion dans le café que les composites conventionnels d'après Shamszadeh (2016) (70).

La plupart de ces composites ne sont disponibles qu'en une seule teinte, ce qui élimine également le choix des nuances colorimétriques. Néanmoins, les résultats obtenus avec ces matériaux sont tout à fait acceptables sur le plan esthétique, surtout en comparaison avec l'amalgame et le ciment verre ionomère.

Au sens du « concept gain de temps », ces matériaux composites sont utilisés le plus souvent en combinaison avec des systèmes adhésifs automordançants, en renonçant au mordantage séparé de l'émail et de la dentine (1).

5/ Mise en œuvre des BF

Comme toutes les RC, les composites BF sont sensibles à l'humidité. Bien que l'emploi d'une digue dentaire soit recommandée à chaque utilisation, en pratique elle n'est pas toujours mise. Le fait de placer ces résines en masse, d'un simple incrément à deux, a grandement amélioré les problèmes liés au risque d'incorporation d'éléments étrangers en inter couche (salive etc), qui fragiliserait la structure et compromettrait sa pérennité.

Selon Hirata (2015) (71), il existe deux approches cliniques pour l'utilisation de matériaux de remplissage en vrac pour la restauration des dents postérieures. La première consiste à utiliser un matériau BF de haute viscosité en monocouche pour des cavités d'une profondeur allant jusqu'à 4 - 5 mm de profondeur, et la seconde consiste à appliquer un BF fluide en tant que substitut dentinaire, et le recouvrir par un composite conventionnel pour restaurer l'émail. La première technique peut être difficile à mettre en œuvre pour un praticien peu expérimenté, car la procédure de sculpture doit être exécutée assez rapidement (quantité plus importante) et devient assez technique pour des restaurations proximales nécessitant un matriçage de dernière génération. De plus, cette technique peut entraîner une perte de stabilité de la couleur dans le temps par rapport aux systèmes de résine conventionnelles (69,70) ce qui affecte le résultat esthétique final.

L'utilisation de BF fluides comme substitut dentinaire, avec recouvrement d'une résine classique à indice de réfraction élevé, améliore les propriétés mécaniques et optimise l'esthétique lors de restaurations de dents postérieures.

Cas cliniques d'illustration : extraits de Jürgen Manhart et Reinhard Hickel (SDJ 2014)

Cas n°1 utilisant un BF fluide (SDR) avec recouvrement d'un composite hybride classique (Ceram-X Mono Plus) :



Photo 1 Situation initiale : ancienne obturation en amalgame sur une première prémolaire de la mandibule

Photo 2 Situation après excavation, préparation et isolation de la zone de traitement par l'application d'une digue



Photo 3 Détermination de la profondeur maximale de la cavité avec une sonde parodontale graduée

Photo 4 Après mise en place de la matrice, application d'un adhésif auto-mordant (Xeno V, Dentsply) sur l'émail et la dentine



Photo 5 Le composite fluide « Bulk fill » SDR (Dentsply) est placé dans la cavité en une couche de 4 mm.

Photo 6 Photopolymérisation du SDR pendant 20 s



Photo 7 Cavité uniformément remplie de SDR ; il reste encore environ 2 mm de distance pour la réalisation de l'anatomie occlusale avec un composite compatible avec les dents latérales.

Photo 8 Mise en place de la surface occlusale en Ceram-X Mono Plus (Dentsply)



Photo 9 Recherche des imperfections

Photo 10 La restauration composite présente une bonne adéquation avec la structure dentaire environnante. La forme des dents et l'esthétique ont été restaurées.



Photo 11 La vue mésiale montre la transition en douceur entre le composite et la structure de la dent, ainsi que les détails de l'anatomie occlusale.

Cas n°2 utilisant un BF de haute viscosité (TECBF) ne nécessitant pas de recouvrement :



Photo 12 Situation initiale: ancienne restauration composite fracturée de la dent 16

Photo 13 Après l'élimination de l'ancienne obturation, on constate la présence d'une carie mésiale.

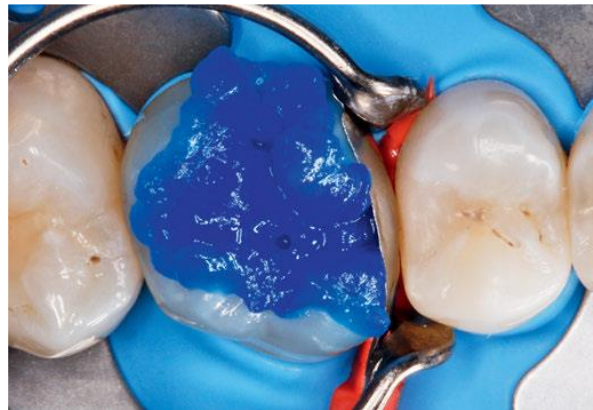


Photo 14 Situation après excavation, finition des bords de la cavité et application d'une digue

Photo 15 Conditionnement des tissus durs dentaires avec de l'acide phosphorique.



Photo 16 Application en quantité suffisante d'un adhésif «Etch and Rinse» (Excite F, Vivadent) sur l'émail et la dentine

Photo 17 Application du composite «Bulk fill» de haute viscosité Tetric EvoCeram (Vivadent) et photopolymérisation ultérieure pendant 10 s

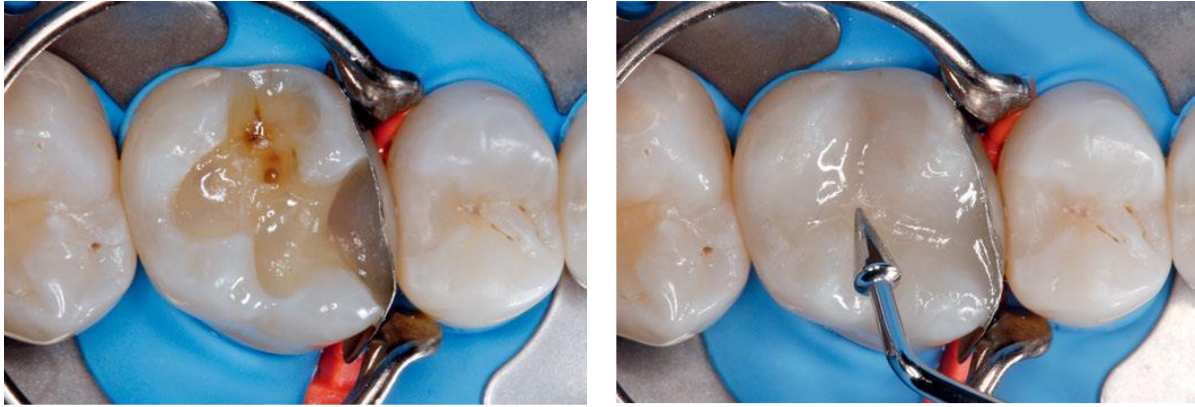


Photo 18 Le premier incrément est dimensionné de telle sorte qu'à l'étape suivante, une couche supplémentaire d'une épaisseur maximale de 4 mm puisse encore être incorporée.

Photo 19 Le 2^{ème} incrément de Tetric EvoCeram Bulk fill permet de remplir le volume restant de la cavité. Photopolymérisation pendant 10 s.



Photo 20 Situation finale : la forme de la dent et l'esthétique ont été restaurées avec succès.

6/ Pérennité des BF

Il est important de se poser la question du comportement clinique dans le temps des BF, par rapport aux RC conventionnelles. Si le gain de temps apporté n'est pas délétère sur la longévité. D'après l'étude de Heck et Manhart (2018) (72), les matériaux QuiXfil et Tetric Ceram, ont montré des performances cliniques acceptables au cours des dix années de suivi.

Cependant, les restaurations de grande taille ont échoué de manière significative plus souvent que les restaurations de petite taille, quel que soit le matériau. Dans les plus grandes cavités de classe II, le taux d'échec annuel (TEA) était de 3% avec QuiXfil et de 4% avec Tetric Ceram alors que le total TEA dans toutes les cavités de classe II était de 2,5% avec QuiXfil et de 1,6% avec Tetric Ceram.

Dans l'étude de van Dijken en 2016 (73), la technique de mise en place de BF fluide (SDR) réduisant les contraintes, a montré une bonne durabilité pendant le suivi des 5 ans, légèrement meilleure que la technique de stratification classique, mais non significative sur le plan statistique.

Il en est de même pour l'étude d'Ahmed (74), qui note un bon comportement clinique du composite TECBF après une année de mise en fonction, en comparaison à un composite microhybride témoin.

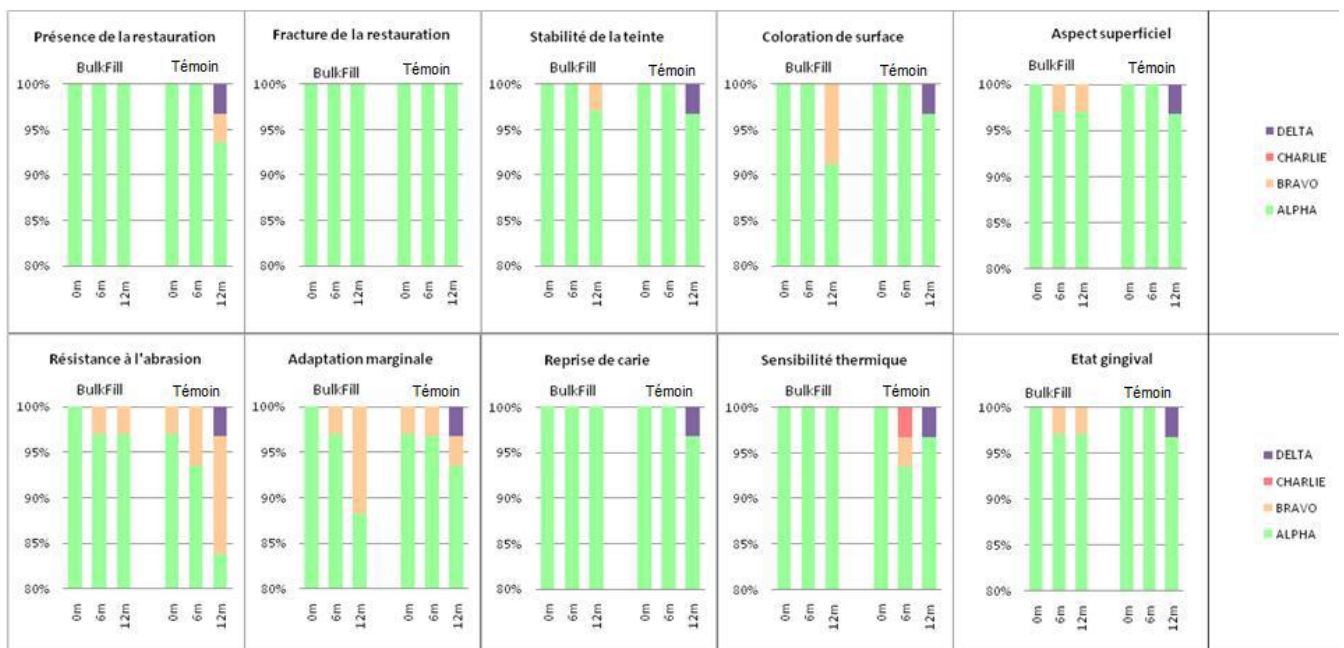


Tableau des résultats de « Etude du Comportement d'un Composite Bulk fill après Vieillesse » (74) (Ahmed – 2015)

Le composite Bulk fill testé présente des résultats sensiblement meilleurs pour les critères de résistance à l'abrasion, l'adaptation marginale et la sensibilité thermique. A l'inverse, le composite témoin est meilleur pour l'aspect superficiel et l'état gingival.

Nous pouvons conclure que les BF ont une pérennité tout à fait correcte vis-à-vis des RC conventionnelles même si, nous manquons encore de recul clinique.

III/ LES LIMITES DES BF

Les résines bulk fill composites, bien que présentant de nombreux avantages, présentent également quelques limites :

- Comme tout matériaux de restauration composite, elles demeurent très operateur dépendant, selon, la technique de mise en œuvre, l'expérience du praticien, l'utilisation de digue ou non et la coopération du patient, les résultats ne seront pas les mêmes.
- Niveau esthétique, leur translucidité et leur faible nuance de teinte les restreint à une utilisation postérieure uniquement.
- Réalisation plus difficile du contact proximal qu'avec une RC microhybride conventionnelle
- Profondeur de polymérisation insuffisante si durée d'exposition courte avec une lampe de polymérisation de faible puissance.
- Les composites « bulk fill » n'ont pas tous de faibles contraintes de retrait.
- Ces résultats doivent être étayés par des études cliniques supplémentaires avec une base de données plus large. L'exigence de données cliniques à long terme ne pourra être satisfaite que dans le futur pour ce groupe de matériaux disponibles depuis une durée encore relativement limitée. (1)

Conclusion

Les composites BF montrent des performances plutôt satisfaisantes et apparaissent comme une alternative thérapeutique pour les restaurations postérieures volumineuses en technique directe. En effet, ils se distinguent des composites conventionnels par leur profondeur de polymérisation accrue, qui peut être principalement attribuée à une augmentation de leur translucidité et à des modifications du système de polymérisation. Cette augmentation de profondeur permet donc une réduction du temps de travail et un confort de manipulation.

Ils répondent aux exigences physico-mécaniques, esthétiques et biologiques formulées. Bien que toutes les propriétés requises ne puissent être optimisées dans un matériau idéal, l'amélioration de l'une se faisant souvent au détriment de l'autre, entraînant des compromis certains. Cela se répercute ici sur leur limite esthétique due à leur translucidité accrue.

Une restauration composite directe de haute qualité avec une bonne adaptation marginale suppose aujourd'hui encore une technique de matriçage soignée (en cas d'intervention proximale), un adhésif dentinaire efficace, une mise en œuvre correcte du matériau, qui reste malgré tout, très opérateur dépendant.

Les BF étant sur le marché depuis peu, nous ne disposons pas d'un grand recul clinique sur leur comportement dans le temps. Des études cliniques supplémentaires avec une base de données plus large sont nécessaires pour étayer les résultats actuels.

Bibliographie :

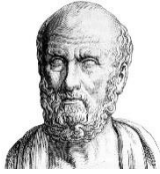
1. Manhart J, Hickel R. [Bulk fill-composites. Modern application technique of direct composites for posterior teeth]. *Swiss Dent J.* 2014;124(1):19-37.
2. Opdam N j. m., van de Sande F h., Bronkhorst E, Cenci M s., Bottenberg P, Pallesen U, et al. Longevity of Posterior Composite Restorations: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research.* oct 2014;93(10):943-9.
3. Giraud T, Ramel C, Raskin A. Les résines composites, partie 1 : composition et structure. *Information Dentaire*; 2018.
4. Raskin A. Les résines composites. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD); 2009.
5. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater.* août 2011;27(8):723-47.
6. Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck J-J, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation.* nov 2004;31(11):1090-101.
7. Söderholm KJ. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J Dent Res.* nov 1984;63(11):1321-6.
8. van Dijken JW, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontol Scand.* déc 1989;47(6):401-7.
9. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* déc 1995;6(4):302-18.
10. Ferracane JL. Resin composite : State of the art. *Dental Materials.* janv 2011;27(1):29-38.
11. Chaumont PE. Thèse d'état en chirurgie dentaire; la photopolymérisation des résines composites : données actuelles [Académie de Nancy-Metz]. 2012.
12. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* déc 1984;63(12):1396-9.
13. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk fill Resin Composites. *Operative Dentistry.* août 2014;39(4):374-82.
14. Davidson CL, de GEE AJ. Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites. *Journal of Dental Research.* févr 1984;63(2):146-8.
15. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* nov 2008;24(11):1501-5.
16. J.Sabbagh, JC.Fahd, M;Hajj, P;Nahas. Les composites en monocouche ou bulk fill octobre 2016 PARTIE 1. *Information Dentaire*; 2016.

17. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* déc 1985;64(12):1396-401.
18. Mahn. *Cambiando el paradigma de la aplicación de composites*; 2014. editionscdp.
19. Kim E-H, Jung K-H, Son S-A, Hur B, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk fill resin composites. *Restor Dent Endod.* mai 2015;40(2):128-35.
20. Lassila LVJ, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of Flowable Bulk filling Composites of Various Thicknesses. 2012;15(1):5.
21. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations.* nov 2014;18(8):1991-2000.
22. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of Filler Properties in Composite Resins on Light Transmittance Characteristics and Color. *Dental Materials Journal.* 2007;26(1):38-44.
23. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater.* juin 2014;30(6):688-94.
24. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J.* oct 2013;2(4):30-3.
25. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials.* 1 juill 2008;24(7):901-7.
26. Durmaz YY, Moszner N, Yagci Y. Visible Light Initiated Free Radical Promoted Cationic Polymerization Using Acylgermane Based Photoinitiator in the Presence of Onium Salts. 2008; ACS Publications
27. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J.* mars 2007;26(2):149-55.
28. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* avr 2011;27(4):348-55.
29. Ivoclar Vivadent. *Tetric EvoCeram Bulk fill Scientific Documentation.* Ivoclar Vivadent. 2011.
30. Alessandri M. Thèse d'état en chirurgie dentaire : Propriétés physico-mécaniques comparées des composites Bulk à travers une revue systématique de la littérature [Faculté dentaire de Nice]. 2017.
31. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk fill composites (2014). *J Dent.* août 2014;42(8):993-1000.
32. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk fill Composites: A Review of the Current Literature. *Journal of Adhesive Dentistry.* mars 2017;19(2):95-109.
33. Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal.* 1 juin 2015;12(2):71-80.

34. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk fill Resin Composites – Changes at 24 Hours Post Cure. *Operative Dentistry*. 2 oct 2014;40(3):E92-101.
35. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk fill composites. *J Dent*. oct 2014;42(10):1255-60.
36. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater*. sept 2013;29(9):e213-217.
37. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk fill resin composites. *Dental Materials*. 1 déc 2015;31(12):1542-51.
38. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk fill resin-based composites. *J Dent*. juin 2015;43(6):664-72.
39. Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, Kunsági-Máté S, et al. Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk fill Composites. *Int J Mol Sci*. 20 mai 2016;17(5).
40. Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. *Résines composites*. EMC (Elsevier SAS, Paris); 2005.
41. Raskin A, Brulat N, Aboudharam G, Jacquot B. Les résines composites « bulk fill » ou restaurations postérieures « fast track ». *ROS*. Fev 2018;18.
42. Benetti A, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen M, Pallesen U. Bulk fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Operative Dentistry*. 11 sept 2014;40(2):190-200.
43. Jang J-H, Park S-H, Hwang I-N. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Operative Dentistry*. 19 août 2014;40(2):172-80.
44. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*. 1 déc 2015;43(12):1519-28.
45. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk fill composites. *J Dent*. avr 2015;43(4):430-9.
46. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent*. nov 2015;43(11):1358-64.
47. Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk fill resin composites. *Acta Odontol Scand*. août 2015;73(6):474-80.
48. Tiba A, Zeller GG, Estrich CG, Hong A. A Laboratory Evaluation of Bulk fill Versus Traditional Multi-Increment-Fill Resin-Based Composites. *The Journal of the American Dental Association*. oct 2013;144(10):1182-3.

49. Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, Säilynoja E. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;60:331-8.
50. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* août 2013;29(8):835-41.
51. N Ilie; S Bucuta; M Draenert. Bulk fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Operative Dentistry.* 2013;
52. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations.* janv 2013;17(1):227-35.
53. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater.* déc 2012;28(12):1292-300.
54. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* déc 2004;29(6):698-704.
55. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* févr 2014;30(2):149-54.
56. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials.* mai 2012;28(5):521-8.
57. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod.* nov 2015;40(4):262-70.
58. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk fill resin based composites. *J Dent.* août 2013;41(8):695-702.
59. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk fill and conventional resin-composites. *J Dent.* févr 2015;43(2):209-18.
60. Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P, Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P. The Effect of Composition, Temperature and Post-Irradiation Curing of Bulk fill Resin Composites on Polymerization Efficiency. *Materials Research.* avr 2016;19(2):466-73.
61. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology.* sept 2016;104(3):291-7.
62. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* mars 2015;31(3):293-301.
63. Son S-A, Park J-K, Seo D-G, Ko C-C, Kwon YH. How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk fill composites? *Clin Oral Investig.* mars 2017;21(2):559-65.

64. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk fill composites. *J Dent.* août 2014;42(8):977-85.
65. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva (2015). *J Dent.* déc 2015;43(12):1511-8.
66. J.Sabbagh, JC.Fahd, M;Hajj, P;Nahas. Les composites en monocouche ou bulk fill Partie 2 - Propriétés physico-mécaniques et applications cliniques. *Information Dentaire.* 27 févr 2017.
67. Tarcin B, Gumru B, Peker S, Ovecoglu HS. Evaluation of Radiopacity of Bulk fill Flowable Composites Using Digital Radiography. *Oper Dent.* août 2016;41(4):424-31.
68. Yasa E, Yasa B, Aglarci OS, Ertas ET. Evaluation of the Radiopacities of Bulk fill Restoratives Using Two Digital Radiography Systems. *Oper Dent.* oct 2015;40(5):E197-205.
69. Koc-Vural U, Baltacioglu I, Altinci P. Color stability of bulk fill and incremental-fill resin-based composites polished with aluminum-oxide impregnated disks. *Restor Dent Endod.* mai 2017;42(2):118-24.
70. Shamszadeh S, Sheikh-Al-Eslamian SM, Hasani E, Abrandabadi AN, Panahandeh N. Color Stability of the Bulk fill Composite Resins with Different Thickness in Response to Coffee/Water Immersion. *Int J Dent.* 2016
71. Hirata R, Kabbach W, De Andrade OS, Bonfante EA, Giannini M, Coelho PG. Bulk fill Composites: An Anatomic Sculpting Technique. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry.* 11 déc 2015;27(6):335-43.
72. Heck K, Manhart J. Clinical evaluation of the bulk fill composite QuiXfil in molar class I and II cavities: 10-year results of a RCT. *Dental Materials.* 15 avr 2018; ScienceDirect
73. van Dijken JWV, Pallesen U. Posterior bulk filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry.* 1 août 2016;51:29-35.
74. Ahmed Y, Delannée M, Pierre-Alain Canivet, Delarue M, Grégoire G. Etude du Comportement d'un Composite Bulk fill après Vieillessement (2015). Unpublished; 2015.



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

POROT Magali – Les résines composites d’obturation en masse : les « Bulk fill ».

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2019

Rubrique de classement : Odontologie Conservatrice

Résumé :

Les restaurations directes en composite des dents postérieures font aujourd’hui partie des traitements standard de l’odontologie conservatrice moderne. La technique de mise en place par incréments des composites conventionnels, d’une épaisseur maximale de deux millimètres, peut s’avérer très chronophage et complexe.

La recherche s’est orientée vers un gain de temps, en proposant sur le marché de nouveaux composites : les « bulk fill », permettant une mise en place jusqu’à 4-5 mm d’épaisseur.

L’augmentation de l’épaisseur de durcissement des composites «bulk fill» a été obtenue d’une part en augmentant la translucidité des matériaux, et d’autre part en utilisant des systèmes photo-amorceurs optimisés fortement réactifs. On les classe en deux catégories : les bulk à haute viscosité et ceux à faible viscosité.

Malgré des résultats satisfaisants, les bulk présentent certaines limites notamment esthétiques et des études cliniques supplémentaires sont nécessaires pour étayer les résultats actuels.

Mots clés : résines composites ; bulk-fill ; polymérisation ; retrait de polymérisation ; profondeur de polymérisation ; module d’élasticité

POROT Magali – Bulk fill resin composites.

Abstract :

Direct composite restorations in the posterior dentition have become an indispensable element of modern dentistry. The layering procedure of composite with a maximum thickness of 2 mm, is usually carried out in an elaborate technique.

New composite resins, termed “bulk-fill” resins, are now available on the dental market for use in single-increment applications up to 4–5 mm. The main modifications made to polymerize materials in a single layer with a maximum thickness of 4 mm are an increased translucency, and modifications of the polymerization system (addition of photosensitizers, new initiator).

There are two families of bulk-fill composites: bulk-fill modelable, with a high viscosity and bulk-fill flowable, with a low viscosity.

Despite good results, bulk-fill composites show aesthetic limitations and additional clinical studies are needed to support the current results.

MeSH : composites resins ; bulk-fill ; polymerization ; polymerization shrinkage ; depth of cure ; elasticity module

Adresse de l’auteur :

Les Borromées Bat F
13012 MARSEILLE