

COMPARISON OF THE RESISTANCE TO PULL OUT FORCES OF THREE TYPES OF FLUID COMPOSITES UNDER LOW STRESS AND TWO MODES OF POLYMERISATION

Georges Haber* | Maroun Ghaleb** | Charbel Mansour*** | Louis Hardan****

Abstract

The aim of this study was to compare the microtensile bond strength of 3 bulkfill composites with 2 polymerisation modes: continuous and progressive. Twenty-four healthy human molars were occlusally reduced by 4 mm, etched with 35% phosphoric acid for 15 seconds, then a layer of adhesive was applied. Each group received 1 type of bulkfill composite : 1) group 1 (n=6): Smart dentin replacement "SDR™"; 2) group 2 (n=6): Tetric N Ceram® bulk fill ; 3) group 3 (n=6): Filtek Bulkfill "FB" and 4) group 4 (n=6): a nano-hybrid composite Z250 XT. Each group underwent two types of polymerization (n = 3): continuous polymerization and ramping polymerization. Each tooth was then cut into sections of 1mm2. Specimens were hooked to a universal machine YL-01 (YLE GmbH Waldstraße 1/1a, 64732 Bad König, Germany) and a pulling force was applied to each specimen at a speed of 1 mm/min. This study showed that with LED continuous polymerization mode or ramping polymerization mode, the average tearing force was significantly different between the 4 types of composites. The value of tearing is always lower in continuous polymerization in comparison to the ramping polymerization. SDR™ had the lowest value of retraction and polymerization stress when compared to the TNC® and FB, resulting in a better adaptation of the restoration.

Keywords: Polymerization – shrinkage - flowable composite – LED – SDR™ - Filtek bulkfill - Filtek Z250XT - Tetric N Ceram®.

IAJD 2018;9(3):87-94.

COMPARAISON DE LA RÉSISTANCE À L'ARRACHEMENT DE TROIS TYPES DE COMPOSITES FLUIDES À FAIBLE STRESS SOUS DEUX MODES DE POLYMERISATION

Résumé

Le but de ce travail était de comparer la résistance à l'arrachement de 3 types de composites fluides à faible stress sous 2 modes de photo-polymérisation : haute intensité continue et progressive.

Vingt-quatre molaires humaines, ont été réduites d'une hauteur occlusale de 4 mm, mordancées et une couche d'adhésif a été appliquée. Les dents ont été réparties en 4 groupes. Chaque groupe a été obturé par un composite différent : 1) groupe 1 (n=6): Smart Dentin Replacement « SDR™ »; 2) groupe 2 (n=6): Tetric N Ceram® bulk fill « TNC® »; 3) groupe 3 (n=6) : Filtek Bulk fill « FB », et 4) groupe 4 (n=6) : un composite nanohybride Z250 XT.

Chaque groupe a reçu 2 types de polymérisation (n=3) : une polymérisation continue et une polymérisation progressive. Chaque dent a été ensuite coupée en des sections de 1mm2 et chaque spécimen a été accroché à une machine universelle YL-01 (YLE GmbH Waldstraße 1/1a, 64732 Bad König, Germany). Une force d'arrachement a été exercée sur chaque spécimen à une vitesse de 1mm/min. Cette étude a montré qu'avec le mode de polymérisation LED continu ou LED progressif, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les 4 types de composites. Enfin, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les composites fluides à faible stress au sein du même groupe de polymérisation. Les valeurs sont toujours plus petites dans la polymérisation continue que dans la polymérisation progressive. Le SDR™ a présenté le minimum de rétraction de prise et de stress de polymérisation lorsque comparé au TNC® et au FB, ce qui favorise une meilleure étanchéité et une plus grande longévité de la restauration.

Mots clés : polymérisation – rétraction - composite fluide – LED – SDR™ - Filtek bulkfill - Filtek Z250 - Tetric N Ceram®.

IAJD 2018;9(3):87-94.

* DDS, DES,
Chargé de stage clinique,
Département de dentisterie restauratrice, Faculté de médecine dentaire, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban.
haber.georges@hotmail.com

*** Laboratoire d'histo-pathologie,
Faculté de médecine, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban

** DDS, DES,
Chargé de stage clinique,
Département de dentisterie restauratrice, Faculté de médecine dentaire, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban.

**** DDS, CES, DEA, PhD,
Professeur associé,
Chef de département de dentisterie restauratrice, Faculté de médecine dentaire, Université Saint-Joseph, Beyrouth, Liban

Introduction

L'un des inconvénients les plus importants des composites est la rétraction de prise qui engendre la formation d'un micro hiatus entre les parois de la cavité et le composite.

Ce manque d'adaptation favorise la percolation ou le passage des bactéries et des fluides oraux vers la pulpe ce qui aura pour conséquence une sensibilité post-opératoire, des caries secondaires et une inflammation pulpaire [1- 3].

Pour remédier à ce problème, il a été suggéré d'utiliser une fine couche de composite fluide en tant que base, car il présente une faible viscosité, une grande élasticité et une importante mouillabilité. Cette couche absorbe le stress issu de la rétraction de polymérisation [4]. Mais ce type de composite fluide présente une grande rétraction de prise à cause de sa faible teneur en charge et sa portion matricielle élevée d'où la difficulté de réduire le stress interne [2].

Les nouvelles recherches ont abouti à l'apparition des composites fluides à faible stress utilisés en une seule couche qui peut atteindre 4 mm d'épaisseur. Les premiers ont été commercialisés sous le nom de Smart Dentin Resin (SDR™) et ensuite plusieurs autres composites ont été mis sur le marché comme le Tetric N Ceram® (TNC®) et le Filtek bulkfill (FB). Ils sont utilisés comme substitut de dentine et doivent être recouverts par des couches de composites conventionnels au niveau occlusal, à l'exception du TNC® qui a des propriétés mécaniques satisfaisantes [5].

Ces nouveaux types présentent plusieurs avantages : économie du temps et diminution de 60% du stress de polymérisation par rapport aux composites conventionnels grâce à l'incorporation d'un modulateur de la polymérisation dans la résine à base d'uréthane di méthacrylate [6, 7].

La 2ème modification pour diminuer le stress de polymérisation

consiste à allonger la durée de l'état prégel [6, 8].

Les études ont aussi misé sur le rôle des lampes à photo-polymériser pour différer le point de gélification et allonger la durée de l'état prégel. Actuellement, les nouvelles lampes possèdent différents modes de polymérisation soft-start qui permettent une conversion plus lente et un meilleur flux des molécules et diminuent donc le stress de polymérisation [8, 9].

Le but de ce travail est de comparer la force d'arrachement de la restauration de 3 types de composite fluide à faible stress : SDR™, TNC® et FB, sous 2 modes de photo-polymérisation : haute intensité continue et progressive.

Les hypothèses nulles à tester sont :

- Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les forces d'arrachement des 3 types de composite fluide à faible stress.

- Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les 2 modes de photo-polymérisation sur la force d'arrachement.

Matériels et méthodes

Modèle expérimental

Vingt-quatre molaires humaines saines, fraîchement extraites pour des raisons orthodontiques ou autres, ont été sélectionnées pour l'étude et conservées dans une solution de thymol à 0.1% à température ambiante.

Les critères de sélection ont compris la présence d'un émail intact dépourvu de craquelures causées par des extractions traumatiques ainsi que l'absence de caries et d'anciennes restaurations. Avant toute restauration, les dents ont été nettoyées à l'aide d'une curette (S204 Scaler, Dentsply/Caulk®, Milford, DE, USA) et polies avec de la pierre ponce.

Les dents ont été ensuite coupées à 4 mm à partir de la face occlusale avec une scie associée à un jet d'eau (Exact technologies Inc Kg of Norderstedt, Germany) (Fig. 1).

Par la suite les dents ont été entourées par une matrice métallique de 4 mm de hauteur et 0.03 mm d'épaisseur. La matrice a été plaquée contre la dent par un porte- matrice.

Les dents ont été mordancées par de l'acide ortho-phosphorique De Trey conditionné à 35% (Dentsply / Caulk®, Milford, DE, USA) pour 15 secondes, suivi par un rinçage durant 15 secondes et un assèchement de la préparation pour éliminer les excès d'eau sans dessécher la dentine.

Les dents ont été aléatoirement réparties en 4 groupes de 6 dents chacun.

Chaque groupe a reçu un type de composite Bulkfill différent avec le système d'adhésif de la même firme. Le groupe 4 de contrôle a reçu un composite ordinaire nano-hybride.

Après le mordantage à l'acide, une première couche d'adhésif a été appliquée et les excès éliminés par un applicateur sec, suivi par une soufflette de 5 secondes pour faire évaporer le solvant. Ensuite, une deuxième couche a été appliquée et polymérisée pendant 10 secondes suivant les directives du fabricant avec une lampe à photo-polymériser LED.

L'appareil de lumière utilisé LED Litex 696 (DENTAMERICA Inc, California, USA) permet de donner trois modes de polymérisation : la polymérisation intermittente (pulse) (non utilisée dans notre expérience), la polymérisation progressive (ramp) et la polymérisation continue standard. L'intensité lumineuse a été mesurée par un radiomètre (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, USA) tout au long de l'étude.

Chaque type de composite a été placé au niveau de la préparation en une épaisseur de 4 mm suivant les indications du fabricant, sauf le composite contrôle qui été placé en 2 couches, chaque couche étant d'une épaisseur de 2 mm puisqu'il ne peut pas être placé en une seule masse.

Groupes expérimentaux :

Les dents ont été réparties en 4 groupes :

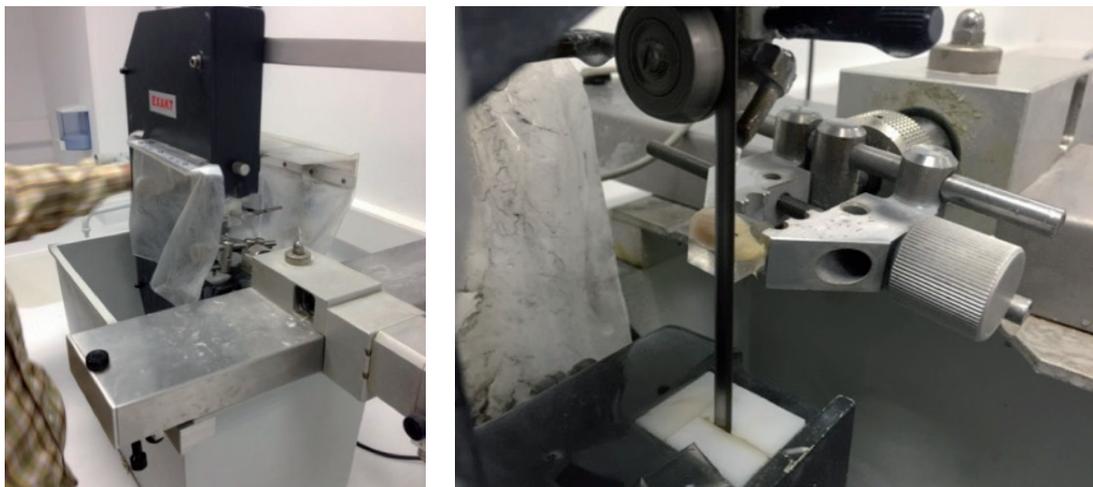


Fig. 1 : une scie associée à un jet d'eau (Exact technologies Inc Kg of Norderstedt, Germany).



Fig. 2 : les étapes de la préparation initiale de la dent.

A : jaugeage de 4 mm de la surface occlusale ; B : section de 4 mm occlusale ; C : pose de la matrice.

-Groupe 1 : 6 dents ont reçu le SDR™ (Smart Dentin Replacement, Dentsply/ Caulk®, Milford, DE, USA) en une seule couche de 4mm, en appliquant son système d'adhésif XP BOND™ (Dentsply/Caulk®, Milford, DE, USA).

-Groupe 2 : 6 dents ont reçu le Tetric N-Ceram® Bulk fill (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) avec son système d'adhésif Tetric N bond (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) en une seule couche de 4 mm.

-Groupe 3 : 6 dents ont reçu le Filtek Bulkfill (3M, ESPE, Seefeld, Germany) en une seule couche de 4 mm, en appliquant son système d'ad-

hésif Adper Single Bond 2 (3M, ESPE, Seefeld, Germany).

-Groupe 4 : 6 dents ont reçu le composite nano-hybride Z250XT de teinte A2 (3M, ESPE, Seefeld, Germany) en 2 couches, chacune de 2 mm d'épaisseur, en utilisant son système d'adhésif Adper Single Bond 2 (3M, ESPE, Seefeld, Germany) .C'est le groupe contrôle.

Chaque groupe a reçu 2 types de polymérisation (n=3): une polymérisation continue ou progressive :

-Sous-groupe 1 (polymérisation continue standard) : exposition pendant 20 secondes à 700mW/cm2.

-Sous-groupe 2 (polymérisation progressive) : exposition pendant

20 secondes, avec une augmentation progressive de l'intensité pour 10 secondes pour atteindre la valeur de 700mW/cm2 et puis 10 secondes à 700mW/cm2.

Après obturation, les dents ont été polies par des cupules Enhance (Dentsply/Caulk®, Milford, DE, USA) à faible vitesse et sous jet d'eau intermittent et ont été conservées dans de l'eau distillée à 37°C pour 48 heures.

Chaque dent a été ensuite sectionnée en des spécimens de 1mm2.

Des coupes longitudinales ont été faites à l'aide d'une scie associée à un jet d'eau (Exakt Technologies Inc., Kg of Norderstedt, Germany) de façon à avoir des coupes en bâtonnets formés



Fig. 3: la répartition des dents en 8 groupes.

d'une part de 4 mm de restauration et d'autre part de 4 mm de substance dentaire.

Chaque spécimen a été ensuite accroché grâce à un instrument confectionné spécialement pour ce test ; le bâtonnet a été collé de chaque bord par du composite flow Z350XT (3M, ESPE, Seefeld, Germany).

L'instrument a été ensuite relié à la machine universelle YL-01 (YLE GmbH Waldstraße 1/1a, 64732 Bad König, Germany) et une force d'arrachement a été appliquée au spécimen. Le test de chaque bâtonnet s'arrêtait dès la survenue de la fracture.

Les fractures cohésives ont été éliminées. Seules les fractures adhésives ont été marquées pour enregistrer la force d'arrachement au niveau de l'interface composite- dentine.

La vitesse d'arrachement est de 1mm/min. La force d'arrachement est exprimée en MPa.

Critères d'évaluations

Dix spécimens provenant de chaque molaire ont été coupés. Seules les fractures adhésives ont été marquées. La force d'arrachement qui a provoqué la fracture a été enregistrée pour toutes les dents. Donc au total, 240 bâtonnets ont été coupés provenant de 24 molaires.

Analyse statistique

Le logiciel statistique Statistical Package Software for Social Science (SPSS for Windows, Version 18.0, Chicago, IL, USA) a été utilisé afin d'exécuter l'analyse statistique des

données. Le seuil de signification retenu correspond à une valeur de $p < 0.05$.

Le critère de jugement principal de l'étude est la résistance à l'arrachement exprimée en MPa.

Le test de Kolmogorov-Smirnov a été utilisé pour évaluer la normalité de la résistance à l'arrachement au niveau des différents groupes.

L'analyse de variance à deux facteurs a été utilisée pour comparer la résistance moyenne à l'arrachement en fonction du type de composite et selon le mode de polymérisation. Cette analyse a été suivie par des analyses univariées et des comparaisons multiples de TUKEY.

Résultats

Force moyenne à l'arrachement au niveau des groupes

La moyenne et l'écart-type de la force à l'arrachement en fonction des types de composite et selon le mode de polymérisation sont représentés dans le tableau 1.

Comparaison entre les composites

Cette étude a montré qu'avec le mode de polymérisation LED continu, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les types de composites ($p=0.006$).

La force moyenne était plus petite avec le Tetric N Ceram®, intermédiaire avec le Filtek Bulkfill et plus grande avec Filtek Z250 XT et SDR™. A noter que la différence n'a pas été signifi-

cative entre Filtek Z250 XT et SDR™ ($p=0.848$).

Cette étude a aussi montré qu'avec le mode de polymérisation LED progressif, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les types de composites ($p < 0.0001$). La force moyenne était plus grande avec Filtek Z250 XT ($p=0.003$). Il n'y avait pas de différence significative entre le Tetric N Ceram®, Filtek Bulkfill et SDR™ ($p=0.448$).

Comparaison entre LED progressif et LED continu

Cette étude a montré que la force moyenne d'arrachement était significativement plus importante avec le Tetric N Ceram® polymérisé avec le mode LED progressif comparé au LED continu ($p < 0.001$).

De plus, la force moyenne d'arrachement était significativement plus importante avec le Filtek Z250 XT polymérisé avec le mode LED progressif comparé au LED continu ($p < 0.001$).

En revanche, la force moyenne d'arrachement n'était pas différente entre le LED progressif et le LED continu pour le SDR™ ($p=0.290$) et le Filtek Bulkfill ($p=0.589$).

Discussion

Cette étude a évalué l'étanchéité mesurée en tant que force d'arrachement, au niveau de l'interface dent-résine en utilisant 3 types de composites fluides à faible stress : SDR™ (Dentsply/Caulk®, Milford, DE, USA), Filtek Bulkfill (3M, ESPE,

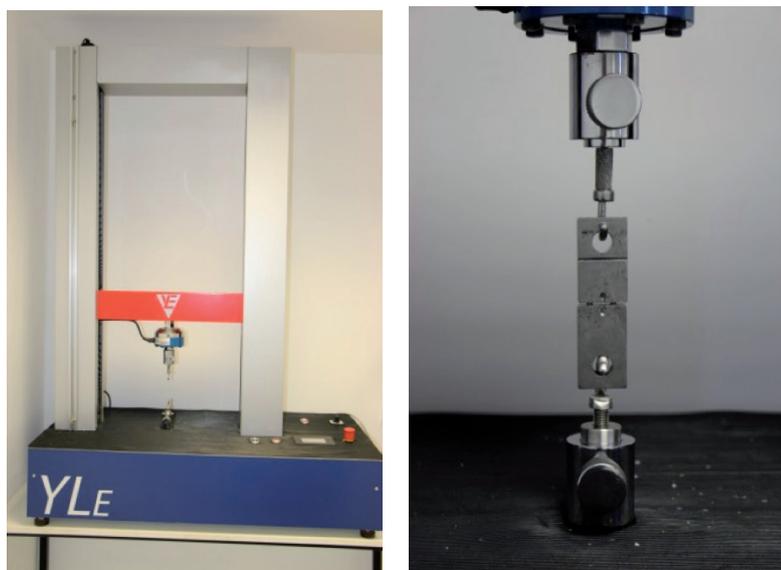


Fig. 4: la machine universelle YL-01 (YLE GmbH Waldstraße 1/1a, 64732 Bad König, Germany) utilisée pour exercer la force d'arrachement sur les spécimens.

Seefeld, Germany), Tetric N Ceram® bulk fill (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sous deux modes de polymérisation : continu et progressif.

Notons que les deux types de polymérisation intermittente et par paliers cités précédemment n'ont pas été utilisés dans notre étude. Nous nous sommes basés sur l'étude de Goracci et ses collaborateurs faite en 1996 [10], notant que la meilleure méthode de polymérisation « soft-start » pour le composite est la méthode progressive, donnant au composite un temps suffisant pour passer de l'état pré-gel au post-gel.

La force d'arrachement a été exercée au niveau de la dentine car ces produits sont utilisés pour des cavités de profondeur de plus que 4mm et donc au niveau de la dentine.

Le succès des restaurations à long terme est lié à l'adhésion entre les parois dentinaires et le produit de restauration [11].

La rétraction et le stress de polymérisation sont comptés parmi les facteurs les plus importants permettant ainsi le succès au niveau de la restauration. Il existe une relation entre ces 2 facteurs et la formation de micro hiatus, la percolation, la sensibilité

post-opératoire, la carie récidivante, l'irritation pulpaire, la fracture des cuspidés et la perte de rétention de la restauration [11, 12].

Les facteurs qui influencent le développement du stress de polymérisation ont été largement discutés dans la littérature. Les principaux facteurs impliqués dans la génération de stress sont: le facteur de configuration de la cavité (C-factor), les propriétés viscoélastiques de la matière, la fraction volumétrique de charges, la composition de la matrice et le degré de conversion [13-15].

Le critère de jugement de l'étude était la force d'arrachement, l'objectif principal étant de comparer la force d'arrachement sur l'interface composite-dentine en fonction du type de composite fluide à faible stress et de la nature de la polymérisation.

En comparant les différents types de composites entre eux, les résultats statistiques ont montré qu'avec le mode de polymérisation LED continu, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les types de composites ($p=0.006$).

La force moyenne était plus petite avec le Tetric N Ceram®, intermédiaire avec le Filtek Bulkfill et plus

grande avec Filtek Z250 XT et SDR™. Il faut noter que la différence n'a pas été significative entre Filtek Z250 XT et SDR™ ($p=0.848$).

De plus, cette étude a montré qu'avec le mode de polymérisation LED progressif, la force moyenne d'arrachement était significativement différente entre les types de composites ($p<0.0001$). La force moyenne était plus grande avec Filtek Z250 XT ($p=0.003$). Il n'y avait pas de différence significative entre le Tetric N Ceram®, Filtek Bulkfill et SDR™ ($p=0.448$).

En passant à la comparaison entre les modes de polymérisation, les résultats de cette étude ont montré que la force moyenne d'arrachement était significativement plus importante avec le Tetric N Ceram® et le Filtek Z250 XT polymérisés avec le mode LED progressif comparé au LED continu ($p<0.001$).

En revanche, la force moyenne d'arrachement n'était pas différente entre LED progressif et LED continu pour le SDR™ ($p=0.290$) et le Filtek Bulkfill ($p=0.589$).

Des changements au sein du composite ainsi que des changements dans les techniques de polymérisation ont mené à la diminution de la rétraction.

L'introduction sur le marché de résines fluides à faible stress, dont la matrice organique a été modifiée suite à l'incorporation d'un modulateur de la polymérisation à base d'uréthane di méthacrylate, agissent en diminuant la vitesse de polymérisation et allongeant ainsi l'état pré-gel [16, 17].

La deuxième stratégie pour diminuer le stress et la rétraction de polymérisation est l'utilisation du mode « soft-start » qui a pour but de commencer la polymérisation par une intensité faible, suivie par une irradiation de haute intensité, allongeant aussi la durée de l'état pré-gel, et donc permettant un fluage libre des molécules à partir des surfaces libres de la cavité [18, 19].

Plusieurs études ont testé les différents modes de polymérisation avec différentes lampes. Certaines ont montré qu'il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre les modes de polymérisation sur la micro-dureté et le degré de conversion des composites [20], alors que d'autres ont rapporté la présence d'une différence significative dans l'augmentation de la micro-dureté et le degré de conversion lorsque le mode « soft-start » est utilisé [21].

Dewaele et coll. en 2009, ont comparé le degré de conversion, la contraction volumique et le module d'élasticité entre le mode « soft-start » et celui continu et ont abouti à la conclusion suivante : le mode « soft-start » réduit le pourcentage de formation des micro-hiatus [22].

Les études de Jimenez-Planas et collaborateurs en 2008 ont montré que la technique du « soft-start » :

- ne diminue pas la rétraction de polymérisation ;
- génère moins de stress de polymérisation ;
- donne moins de percolation ;
- maintient les mêmes propriétés mécaniques du composite polymérisé avec une intensité continue [18].

Pour éliminer les différences qui peuvent être observées au niveau des différentes lampes et qui affectent le résultat final, et puisque l'effet du

« soft-start » dépend du type d'appareil utilisé, une seule lampe de type LED est utilisée dans cette étude, donnant un mode de polymérisation continu et un mode « soft-start » progressif.

Cette étude a montré une différence statistiquement significative entre les 2 modes de polymérisation pour le TNC® et le Z250XT, ce qui est en accord avec d'autres études [18, 21- 23].

Par contre, pas de différence significative entre les 2 modes de polymérisation pour le SDR™ et le FB, ce qui est en accord avec d'autres études [8, 20].

En général, les composites fluides à faible stress présentent un plus grand degré de transparence que les composites ordinaires. Cette transparence est due à la diminution du pourcentage de charges. La transmission de lumière et le degré de conversion sont en relation intime avec l'opacité du matériau [23-25].

D'après Zorzin aussi, tous les composites fluides à faible stress, à l'exception du TNC®, présentent une légère diminution dans le volume de charges lorsque comparés aux composites conventionnels. Le TNC® est composé de 60% en volume de charges, ce qui permet de le classer parmi les composites fluides à faible stress les plus chargés et qui présentent le minimum de transparence [23].

Les résultats de notre étude ont donné des valeurs supérieures pour les forces d'arrachement dans les spécimens polymérisés par mode progressif par rapport aux spécimens polymérisés par mode continu, mais la différence est seulement significative au niveau du TNC® et du Z250XT.

Le TNC® comporte 2 types de photo-initiateurs : le camphoroquinone et l'ivocerin. Ce dernier présente une caractéristique importante : il commence sa conversion à des longueurs d'ondes basses, entre 350 et 490 nm. C'est pour cela que sa réaction de polymérisation nécessite une faible énergie pour se déclencher

et la polymérisation atteint dès la phase de début les couches profondes du matériau. Ce qui explique la différence significative entre le mode progressif et le mode continu au niveau du TNC® et du Z250XT [23]. La force d'arrachement est plus grande en utilisant le mode progressif plutôt que le mode continu car le degré de conversion est plus élevé [23].

En passant à la comparaison des composites fluides à faible stress entre eux, nous remarquons qu'il n'existe pas de différence significative au niveau de la force d'arrachement en utilisant le mode de polymérisation progressif. Ceci est expliqué dans l'étude de Illie et coll. en 2011. La diminution du stress est due à l'incorporation dans la matrice organique d'un groupe photoactif ayant pour but de modifier la vitesse de polymérisation : l'uréthane di méthacrylate, qui ralentit le processus de polymérisation, allongeant la durée de l'état pré-gel et permettant le fluage des molécules, ce qui favorise une diminution du stress [6].

L'étude de Leprince en 2014 a comparé les propriétés physico-mécaniques de plusieurs types de composites fluides à faible stress (SDR™, TNC® et FB) et a conclu qu'il n'existe pas de différence significative entre les 3 types de composites, mais tous les 3 présentent un compromis dans les propriétés en les comparant aux composites conventionnels. Ceci est due aux monomères plastifiants ajoutés aux composites et qui ont pour rôle de diminuer la rétraction de polymérisation mais diminuent aussi la dureté de ces matériaux [17].

Par contre, Fronza et coll. en 2015, ont démontré qu'il existe une différence significative entre ces 3 types de composites fluides à faible stress du point de vue degré de conversion sur des cavités de 4 mm de profondeur. La conversion entre le FB et le SDR™ était proche, mais celle attribuée au TNC® était moindre. Fronza a expliqué que cette différence est liée à la viscosité de chaque produit à l'état pré-polymérisé. Le SDR™ et le FB sont des composites ayant des monomères modifiés et ils sont faiblement chargés. Le SDR™ dispose aussi d'un groupe photoactif, contenant des

Composite	Polymérisation	Moyenne (MPa)	Écart-Type (MPa)	n
Tetric N Ceram®	LED constant	24.62	6.577	30
	LED progressif	34.04	9.806	30
SDR™	LED constant	31.53	9.271	30
	LED progressif	34.03	10.586	30
Filtek Bulkfill	LED constant	28.80	7.477	30
	LED progressif	30.08	9.999	30
Filtek Z250 XT	LED constant	29.90	7.462	30
	LED progressif	43.58	10.823	30
Total	LED constant	28.71	8.079	120
	LED progressif	35.43	11.340	120

Tableau 1: résistance moyenne à l'arrachement en fonction des types de composite et selon le mode de polymérisation.

monomères de méthacrylates à base d'uréthane, qui est capable d'interagir avec le camphoroquinone. Le FB à son tour, contient du Bis-EMA présentant un grand poids moléculaire. Le TNC® présente la plus basse valeur de conversion ; cela est dû à la grande composition en charges qui diminue de ce fait la transparence [14].

Cette étude a montré que les valeurs des forces d'arrachement sont plus grandes en utilisant la polymérisation progressive que la polymérisation continue.

Pour le TNC®, la différence moyenne est de 9.42 MPa.

Pour le SDR™, la différence moyenne est de 2.5 MPa,

Pour le FB, la différence moyenne est de 1.28 MPa,

Pour le Filtek Z250XT, la différence moyenne est de 13.68 MPa.

Ce résultat est confirmé par l'étude de Zorzin et ses collaborateurs en 2015 [23] qui ont montré que la polymérisation progressive améliore le degré de conversion, diminue le stress de polymérisation et diminue la rétraction de polymérisation.

Cependant les résultats de notre étude ont pu être influencés par plusieurs facteurs de biais :

La dentine dans les tests in vitro est moins perméable que celle des dents vivantes.

La présence de la salive et de la charge occlusale in vivo : Senawongse et ses collaborateurs en 2010 ont montré la différence de l'étanchéité marginale dans des restaurations classées II en présence et en absence des forces occlusales.

Enfin, les hypothèses nulles à tester sont à rejeter. Les résultats de notre expérience ont montré que:

Il existe des différences statistiquement significatives entre les forces d'arrachement des 3 types de composites fluides à faible stress.

Il existe des différences statistiquement significatives entre les 2 modes de photo polymérisation au niveau de la force d'arrachement.

Conclusion

Bien que l'utilisation du composite fluide à faible stress diminue la rétraction et le stress de polymérisation, ces deux facteurs sont toujours présents. Il existe une relation entre ces deux derniers et la formation de micro hiatus, la percolation, la sensibilité post-opératoire, la carie récidivante, l'irritation pulpaire, la fracture des cuspidés et la perte de la rétention de la restauration. Jusqu'à nos jours, aucune méthode et aucun matériel n'éliminent totalement le stress et la rétraction. Des recherches ultérieures plus poussées sont donc nécessaires

afin de trouver une solution au phénomène de la rétraction.

En bref, notre étude a montré que la polymérisation progressive donne jusqu'à nos jours les meilleurs rendements de polymérisation, et donc une plus grande étanchéité, une rétraction moindre et un minimum de stress de polymérisation. Par contre, en comparant les différents types de composites fluides à faible stress, le SDR™ reste toujours le meilleur, et présente les plus grandes valeurs de forces d'arrachement, suivi par le TNC® et le FB, donc une meilleure étanchéité et une plus grande longévité de la restauration.

Notre étude aurait été plus détaillée et plus précise si nous avions étudié en plus des forces d'arrachement, les forces de cisaillement et les forces de flexion de ces matériaux sous l'effet masticatoire pour voir leur dureté et leur adhésion aux parois dentinaires. Ces paramètres pourraient faire l'objet d'études ultérieures. De plus, notre étude a donné des résultats au temps zéro, directement après la pose du matériau ; cette étape pourra être modifiée ultérieurement en utilisant le « thermo-cycling » afin de montrer un changement dans la force d'arrachement après la fatigue du produit.

Références

- Sadeghi M. 2009. Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid Class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian Journal of Dental Research* : 2009;20:159-163.
- Basavanna R, Garg A, Kapur R. Evaluation of gingival microleakage of class II resin composite restorations with fiber inserts: An in vitro study. *JCD* 2012;15:166-169.
- Bortolotto T, Prando F, Dietschi, D., Krejci, I., 2014. Light polymerization during cavity filling: influence of total energy density on shrinkage and marginal adaptation. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University* 102, 184-188.
- Yahagi C, Takagaki T, Sadr A, Ikeda M, Nikaido T, Tagami J. Effect of lining with a flowable composite on internal adaptation of direct composite restorations using all-in-one adhesive systems. *Dental materials Journal* 2012;31 :481-488.
- Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry* 2012 ;40, 500-505.
- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian dental journal* 2011;56Suppl 1:59-66.
- Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral investigations* 2009;13:427-438.
- Hardan LS, Amm EW, Ghayad A, Ghosn C, Khraisat A. Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations—Part II. *Odontostomatologie tropicale. Tropical Dental Journal* 2009;32:29-37.
- Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S. Comparison of the heat generation of light curing units. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2008;9:65-72.
- Goracci G, Mori G, Martinis LC. Curing light intensity and marginal leakage of composite restorations. *Quintessence International* 1996, 355-362.
- Juloski J, Carrabba M, Aragoneses JM, Forner L, Vichi A, Ferrari M. Microleakage of Class II restorations and microtensile bond strength to dentin of low-shrinkage composites. *American Journal of Dentistry* 2013;26:271-277.
- Akah MM, Daifalla LE, Yousry MM. Bonding of Bulk Fill versus Contemporary Resin Composites: A Systematic Review and Meta-analysis. *Indian Journal of Science and Technology* 2016; 9(20).
- Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials 2011;27:29-38.
- Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental Materials* 2015;31:1542-1551.
- Ribieiro BC, Boaventura JM, Brito-Goncalves J. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):212-7.
- Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin* 2012;122:294-299.
- Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42:993-1000.
- Jimenez-Planas A, Martin J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence International* 2008;39: e74-84.
- Amore R, Pagani C, Youssef MN, Anauate Netto C, Lewgoy HR. Polymerization shrinkage evaluation of three packable composite resins using a gas pycnometer. *Brazilian oral research* 2012;17:273-277.
- Cunha LG, Alonso RC, de Souza-Junior EJ, Neves AC, Corrêa-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Influence of the curing method on the post-polymerization shrinkage stress of a composite resin. *Journal of Applied Oral Sciences* : Revista FOB 2008;16:266-270.
- de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *Journal of Applied Oral Sciences* 2009;17:446-450.
- Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finne G, Leloup G, Devaux J. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dental Materials* 2009;25:1576-1584.
- Zorzini J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner, M.. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials* 2015;31:293-301.
- Alahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental Materials* 2015;31:1207-1213.
- Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials* 2013;29:e213-217.