



HAL
open science

Les caractéristiques des composites bulk fill : une revue systématique de la littérature

Aurélie Luce, Denise Baleix

► **To cite this version:**

Aurélie Luce, Denise Baleix. Les caractéristiques des composites bulk fill : une revue systématique de la littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02180516

HAL Id: dumas-02180516

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02180516v1>

Submitted on 11 Jul 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.

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2019

Thèse n°53

THESE POUR L'OBTENTION DU
DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

Par BALEIX Aurélie, Luce, Denise

Née le 26 avril 1992 à Bordeaux (33)

Le 04 juillet 2019

**LES CARACTERISTIQUES DES COMPOSITES BULK FILL :
Une revue systématique de la littérature**

Sous la direction de : Docteur Hubert CHAUVEAU

Membres du jury :

M. DEVILLARD Raphael
M. CHAUVEAU Hubert
Mme KEROUREDAN Olivia
Mme LAVIOLE Odile
M. GILLET Dominique

Président
Directeur
Rapporteur
Examineur
Examineur

Professeur des Universités
Assistant Hospitalo-Universitaire
Assistant Universitaire Associé
Maitre de Conférences des Universités
Maitre de Conférences des Universités

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ 01/03/2019

Président M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice Mme BERTRAND Caroline 58-01
Directeur Adjoint à la Pédagogie Mr DELBOS Yves 56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche M. CATROS Sylvain 57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales M. LASSERRE Jean-François 58-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme Caroline BERTRAND Prothèse dentaire 58-01
Mme Marie-José BOILEAU Orthopédie dento-faciale 56-01
M Sylvain CATROS Chirurgie orale 57-01
M Raphaël DEVILLARD Odontologie restauratrice et endodontie 58-01
Mme Véronique DUPUIS Prothèse dentaire 58-01
M. Bruno ELLA NGUEMA Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux 58-01
M. Jean-Christophe FRICAIN Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique 57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme Elise ARRIVE Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale 56-02
Mme Cécile BADET Biologie Orale 57-01
M. Etienne BARDINET Orthopédie dento-faciale 56-01
M. Michel BARTALA Prothèse dentaire 58-01
M. Cédric BAZERT Orthopédie dento-faciale 56-01
M. Christophe BOU Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale 56-02
Mme Sylvie BRUNET Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique 57-01
M. Jacques COLAT PARROS Sciences anatomiques et physiologiques 58-01
M. Jean-Christophe COUTANT Sciences anatomiques et physiologiques 58-01
M. François DARQUE Orthopédie dento-faciale 56-01
M. François DE BRONDEAU Orthopédie dento-faciale 56-01
M. Yves DELBOS Odontologie pédiatrique 56-01
M. Emmanuel D'INCAU Prothèse dentaire 58-01
M. Dominique GILLET Odontologie conservatrice – Endodontie 58-01
M. Jean-François LASSERRE Prothèse dentaire 58-01
M. Yves LAUVERJAT Parodontologie 57-01
Mme Odile LAVIOLE Prothèse dentaire 58-01
M. Jean-Marie MARTEAU Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique 57-01
Mme Javotte NANCY Odontologie pédiatrique 56-01
M. Adrien NAVEAU Prothèse dentaire 58-01
M. Jean-François PELI Odontologie restauratrice – Endodontie 58-01
M. Philippe POISSON Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale 56-02

M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noëlle	THEBAUD	Biologie Orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01

ASSISTANTS

Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Walid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle	Anais	CAVARE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Hubert	CHAUVEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M,	Jean-Baptiste	CULOT	Fonctions/dysfonctions, Imagerie, biomatériaux	58-01
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Fonctions/dysfonctions, Imagerie, biomatériaux	58-01
Mme	Severine	DESCAZEUX	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Agathe	GREMARE	Biologie orale	57-01
M	Mickaël	HYVERNAUD	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mr	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Adrien	LASTRADÉ	Prothèse dentaire	58-01
M.	Emmanuel	MASSON REGNAULT	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Marie	MÉDIO	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Antoine	PEPELUT	Parodontologie	57-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
Mr	Thibaut	ROULLAND	Prothèse dentaire	58-01
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

REMERCIEMENTS

A notre Président de thèse

Monsieur le Professeur Raphaël Devillard

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-section Odontologie Conservatrice – Endodontie 58-01

Je suis sensible à l'honneur que vous me faites en présidant cette thèse. Je vous remercie pour vos enseignements cliniques et le partage de votre travail passionné et rigoureux en endodontie. Soyez assuré de l'expression de mes remerciements et de mon profond respect.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Hubert CHAUVEAU

Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section Odontologie Conservatrice – Endodontie 58-01

Je tiens à t'exprimer toute ma gratitude pour avoir accepté la direction de cette thèse. Je te suis reconnaissante pour ton intérêt, ta rigueur, ton soutien dans l'élaboration de ce travail et pour le temps que tu as su me consacrer malgré tes impératifs professionnels et universitaires. Je te remercie pour ton implication dans ma formation clinique, l'envie de toujours améliorer sa pratique marquera à coup sur mon exercice futur. Sois assuré de l'expression de mes remerciements chaleureux et de mon profond respect.

A notre Rapporteur de thèse

Madame le Docteur Olivia KEROUREDAN

Assistant Universitaire Associé
Sous-section Odontologie Conservatrice – Endodontie 58-01

Je te remercie d'avoir accepté de juger ce travail et suis reconnaissante pour ta disponibilité. Je suis heureuse d'avoir bénéficié de ton enseignement pratique et clinique toujours avec bienveillance et rigueur. Je te remercie de m'avoir transmis ton intérêt pour l'odontologie restauratrice qui m'aura mené vers ce travail. Sois assurée de ma profonde reconnaissance, de mon affection et de mon plus grand respect.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Odile LAVIOLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-Section Prothèse Dentaire 58-02

Je suis très honorée de vous compter parmi les membres de mon jury de thèse. Votre enseignement a marqué mon cursus universitaire et votre disponibilité, vos conseils et votre implication auprès des patients et des étudiants ont marqué mon cursus hospitalier. Je vous remercie pour tout ce que vous m'avez apporté en connaissance mais surtout pour vos encouragements qui m'ont donné confiance en moi. Soyez assurée de ma vive reconnaissance et de mon plus grand respect.

A notre Assesseur

Monsieur le Docteur Dominique GILLET

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-section Odontologie Conservatrice – Endodontie 58-01

Je vous remercie d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse. Votre enseignement basé sur la littérature a ouvert une porte vers l'élaboration de ce travail bibliographique. Je vous remercie pour votre enseignement tout au long de mon cursus universitaire et hospitalier. Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon profond respect.

REMERCIEMENTS

A **l'encadrement pédagogique du pôle odontologie de Xavier Arnozan**, merci pour vos enseignements, votre disponibilité et vos encouragements. Je suis persuadée que vous avez façonné la praticienne que je suis devenue en partageant avec moi votre passion pour vos domaines respectifs.

A **toute l'équipe des assistants en TP d'OCE**, Hubert, Wallid, Clément, Alexandre, Guillaume, Olivia, Mathilde et Séverine merci pour ces moments passés ensemble à échanger sur l'OCE mais pas que... Pour votre implication en TP et en clinique, et pour m'avoir ouvert la voie vers une odontologie toujours plus conservatrice.

Au **Dr Laurent Dussarps** pour m'avoir parlé des composites bulk fill le temps d'un développement de radio au PQR, ce moment aura marqué le point de départ de ce travail de thèse.

Au **Dr Marc Pons**, merci infiniment de m'avoir accueillie dans votre cabinet pour mon stage actif. J'y ai tellement appris et ne saurai jamais vous remercier assez. Nos échanges, vos conseils et simplement vous regarder travailler m'ont montré vers quelle pratique je veux tendre. Je vous remercie également pour votre douceur et votre bienveillance qui m'ont donné confiance en moi. Votre passion pour votre métier, en particulier l'endodontie, mais aussi pour le tennis m'ont vraiment marquée, ainsi une certaine addiction au tennis est née... Chacun se construit avec des mentors et je suis fière de vous compter parmi les miens.

A **Arnould**, mon complice de toujours, mon confident, mon amour. L'accomplissement de ces années d'études n'aurait sans doute pas été le même sans toi, notre relation m'a portée et ton soutien indéfectible m'a permis de réaliser mes rêves. Merci pour tout ce que tu m'apportes chaque jour, nous avons grandi ensemble et j'espère que la suite de notre chemin sera tout aussi enrichissante. Je profite de ces quelques mots pour te dire une nouvelle fois que je t'aime.

A **mes parents**, il n'existe pas de mots pour vous exprimer ma gratitude et mon amour. Simplement merci pour ce que vous avez toujours fait pour moi, pour votre soutien, vos encouragements et tout ce qui a fait que je suis devenue celle que je suis aujourd'hui. Je suis aujourd'hui très fière de vous montrer l'aboutissement de mon travail.

A **ma sœur**, la seule et unique, je suis si fière de toi et de ta réussite. Pour ces moments partagés, nos « levésiz'r », nos chamailleries et notre lien indéfectible, merci Tidou.

A **mes grands-parents**, je suis si heureuse que vous puissiez partager ces moments avec moi. Merci pour tout ce que vous nous avez apporté à Mathilde et moi, pour votre douceur, votre amour et tout ce que nous avons vécu ensemble.

A **ma famille** et à **Sandrine**, merci à tous d'avoir contribué, chacun à votre manière, à faire de moi la personne que je suis devenue. Je suis heureuse d'être aussi bien entourée.

A **mes amis**, je vous remercie tous pour votre soutien, pour les moments passés et ceux à venir. **Florian**, ces années de binôme de choc resteront gravées dans ma mémoire, je te souhaite tous mes vœux de bonheur. **Noémie**, je suis heureuse d'avoir vécu (entre autres) ces folles gardes avec toi, nos conversations me manquent. Chers tous, vous êtes les meilleurs, je suis chanceuse de vous compter parmi mes amis.

**LES CARACTERISTIQUES DES COMPOSITES BULK FILL :
Une revue systématique de la littérature**

Table des matières

Table des matières	7
Table des figures	9
Table des tableaux et graphiques	11
Introduction	12
1 Contexte de l'étude	12
1.1 Contexte historique : les résines composites	12
1.2 Les composites bulk fill : présentation	13
1.2.1 Mise en œuvre	13
1.2.2 Particularités des composites bulk fill.....	14
1.2.3 Les bulk fill disponibles sur le marché	15
2 Objectifs de l'étude	20
3 Matériels et Méthode	20
4 Résultats	22
4.1 Profondeur de polymérisation	22
4.1.1 Protocoles expérimentaux	22
4.1.2 Résultats par type d'étude	23
4.1.3 Résultats par composites	29
4.2 Degré de conversion	30
4.2.1 Protocoles expérimentaux	30
4.2.2 Résultats par type d'étude	31
4.2.3 Résultats par composites	37
4.3 Stress de polymérisation	38
4.3.1 Protocoles expérimentaux	38
4.3.2 Résultats par type d'étude	39
4.3.3 Résultats par composites	47
5 Discussion	50
5.1 Facteurs propres au matériau	50
5.1.1 Influence des monomères.....	50
5.1.2 Influence des charges	51
5.1.3 Influence des autres composés	52
5.2 Biais liés au protocole expérimental.....	53
5.2.1 Choix du type d'étude.....	53
5.2.2 Influence du moule	53

5.2.3	Choix de la lampe à photopolymériser.....	54
5.2.4	Moment de la mesure et influence du développement post cure	56
5.2.5	Limites du protocole in vitro	57
5.3	Perspectives.....	58
5.3.1	Au niveau expérimental : limiter les biais.....	58
5.3.2	Utilisation clinique.....	58
	Conclusion.....	60
	Bibliographie.....	62
	Résumé	72

Table des figures

Figure 1: Les grandes familles de composites, classement selon le type de charges.....	13
<i>Extrait de Leprince et al. : Polymères et résines composites</i>	
Figure 2 : Schéma de la mise en œuvre d'un composite bulk fill 1 : composite classique, mis en place par incréments de 2mm maximum, 2 : composite bulk fill fluide, une première couche de bulk fluide jusqu'à 4mm puis un composite condensable en surface, 3 : composite bulk fill condensable directement sur 4 voir 5mm, 4 : composite bulk fill avec pièce à main ultrasonore en un temps jusqu'à 5mm	14
<i>Extrait de Habib et al. : The degree of conversion and class II cavity microleakage of different bulk fill composites placed with different restorative techniques</i>	
Figure 3: Exemple de translucidité augmentée entre composites de même marque. En haut classique, en bas bulk fill.	14
<i>Extrait de Sabbagh et al. : Les composites en monocouche ou bulk fill partie 1</i>	
Figure 4: Monomères fréquemment utilisés : structure chimique.....	15
<i>Extrait de Alshali et al. : Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry</i>	
Figure 5: Illustration de la méthode ISO 4049 : le composite est placé dans un moule métallique puis la lampe est placée directement au-dessus	22
<i>Extrait de Hamlin et al : Effect of Tooth-structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure</i>	
Figure 6: Illustration de la méthode par mesure de dureté : 1) Mesure de dureté Vickers avec une forme carrée et mesure de dureté Knoop avec une forme pyramidale 2) Courbe obtenue suite aux mesures et détermination de la DOC à 80% du max	22
<i>Extrait de Ferracane et al. : Academy of Dental Materials guidance—Resin composites : Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes)</i>	
Figure 7: Schématisation de la spectroscopie infrarouge et la diffusion Raman	30
<i>Extrait de Merad : Etude par Spectroscopie Raman et Modélisation d'une Résine Composite RTM</i>	
Figure 8: Mesure du % de contraction en fonction du temps	38
<i>Extrait de Ferracane et al. : Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes)</i>	
Figure 9: Méthodes pour déterminer la contraction de prise 1 : Méthode du disque, 2 : Dilatométrie, 3 : Caméra de précision	39
<i>Extrait de Taubok et al., Shibaski et al., Sampaio et al.</i>	
Figure 10: DC en fonction du temps	51
<i>Extrait de Sideriou et al. : Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins</i>	
Figure 11: Profil de polymérisation en fonction du temps.....	51
<i>Extrait de Sideriou et al. : Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins</i>	
Figure 12: Influence de différents initiateurs sur le DC en fonction de la profondeur et du type de lampe	52
<i>Extrait de Palin et al. : Shining a light on high volume photocurable materials.</i>	
Figure 13: Influence des pigments, a) les pigments généralement présents dans un composite. b) Diminution de la transmission en fonction de la concentration de pigments	52
<i>Extrait de, Palin et al. : Shining a light on high volume photocurable materials</i>	
Figure 14: Mesures de DOC, à gauche par grattage, à droite par tests de dureté	53
<i>Extrait de Garcia et al. : Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins</i>	

Figure 15: Moule Delrin à gauche et moule métal à droite diamètre 4 et 10mm	53
<i>Extrait de AlShaafi et al : Effect of Mold Type and Diameter on the Depth of Cure of Three Resin-Based Composites</i>	
Figure 16: Exemple de profil de dureté au-dessus et en-dessous pour deux composites bulk, les zones périphériques ont des valeurs plus faibles.....	54
<i>Extrait de Shimokawa et al. : Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites</i>	
Figure 17: Moule créé dans une dent extraite.....	54
<i>Extrait de Menees et al. : Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights</i>	
Figure 18: Spectre d'émission de deux lampes LED monochromes (Elipar et Demi Ultra) et une polychrome (Bluephase Style)	55
<i>Extrait de Ilie et Lucas : Efficacy of Modern Light Curing Units in Polymerizing Peripheral Zones in Simulated Large Bulk-fill Resin-composite Fillings</i>	
Figure 19: Atténuation de la lumière violette en profondeur	55
<i>Extrait de Harlow et al. : Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites</i>	
Figure 20: Exemple de têtes de lampe et leur profil d'émission	56
<i>Extrait de Shimokawa et al. : Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites</i>	
Figure 21: Augmentation du DC dans les 24h post cure.....	56
<i>Extrait de Germscheid et al. : Post-curing in dental resin-based composites</i>	
Figure 22: Développement du SP sur 12h	56
<i>Extrait de Kalliecharan et al. : Shrinkage stress kinetics of Bulk Fill resin-based composites at tooth temperature and long time</i>	
Figure 23: Variations de l'irradiance en fonction de l'éloignement de la lampe	57
<i>Extrait de Ilie et al : Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites</i>	
Figure 24: Thermogramme d'une restauration avec Filtek bulk fill et lampe LED monochromatique 1000mW/cm ²	58
<i>Extrait de Kim et al. : Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities</i>	

Table des tableaux et graphiques

Tableau 1: Les composites bulk fill présents sur le marché	19
Tableau 2: Méthode de recherche bibliographique, sélection initiale	21
Tableau 3: Résultats de DOC obtenus par méthode grattage (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm)	25
Tableau 4: Résultats de DOC obtenus par test de dureté (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm)	28
Tableau 5: Résultats de DOC par composites, statistiques descriptives (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm, en gris valeurs extrêmes)	29
Tableau 6: Résultats de DC obtenus par spectroscopie avec transformée de Fourier (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%)	35
Tableau 7: Résultats de DC obtenus par spectroscopie Raman (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%)	36
Tableau 8: Résultats de DC par composites, statistiques descriptives (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%, en gris valeurs extrêmes)	37
Tableau 9: Résultats obtenus pour le stress de contraction en %	43
Tableau 10: Résultats obtenus pour la flexion cuspidienne en μm	45
Tableau 11: Résultats de mesure du stress de polymérisation en MPa	46
Tableau 12: Résultats de la contraction de prise par composites, statistiques descriptives	47
Tableau 13: Résultats de la flexion cuspidienne par composites, indicateurs statistiques	48
Tableau 14: Résultats du stress de polymérisation, indicateurs statistiques	49
Tableau 15: Nombre de résultats relevés par composites, par ordre croissant. N total = 320 (en vert : n supérieur ou égal à 15/ en rouge : n inférieur ou égal à 5)	59
Tableau 16: Critères de DOC, DC et SP en fonction des composites testés (en vert = correspond au standard/ en rouge = ne correspond pas au standard / troisième ligne : dégradé du vert vers le rouge de SP croissant)	60
Graphique 1: Processus de sélection du pool final	21
Graphique 2: Boite à moustache de la distribution des valeurs de DOC par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)	29
Graphique 3: Boite à moustache de la distribution des valeurs de DC par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)	37
Graphique 4: Boite à moustache, de la distribution des valeurs de la contraction de prise par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)	48
Graphique 5: Boite à moustache, de la distribution des valeurs de la contraction de prise par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)	49
Graphique 6: Boite à moustache, de la distribution des valeurs du stress de polymérisation par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)	50

Introduction

L'odontologie restauratrice représente une part importante du quotidien d'un omnipraticien. Pour une obturation coronaire sur dent définitive le praticien a le choix entre l'amalgame, les CVI ou la résine composite. Actuellement le matériau de référence est la résine composite car elle présente des propriétés d'étanchéité, mécaniques et esthétiques optimales. D'autant plus que l'utilisation de l'amalgame est de plus en plus restreinte au niveau mondial depuis la convention de Minamata des Nations unies en 2013 et au niveau européen depuis l'application du décret 2017/852 au 1er juillet 2018 (1).

Le domaine des résines composites fait l'objet d'innovations constantes de la part des industriels et depuis 2003 de nouveaux matériaux dits « bulk fill » ont été mis sur le marché. D'après les fabricants ils peuvent être mis en place en une fois sur 4mm, avec un stress de polymérisation modéré et une mise en œuvre simplifiée. L'intérêt principal mis en avant est de gagner du temps sur la réalisation d'une obturation et secondairement de simplifier le protocole diminuant ainsi la valeur opérateur dépendant.

Les fabricants mettent en avant ces nouvelles gammes, la profession s'y penche de plus en plus et la recherche également. Ainsi de nombreuses études ont été publiées sur le sujet ces dernières années et il est donc chronophage pour un praticien d'étudier la riche littérature afin de décider d'inclure ou non les bulk fill à sa pratique.

L'objectif de ce travail est de permettre à l'omnipraticien d'avoir un accès rapide et objectif aux informations concernant les propriétés des composites bulk fill. Plus précisément leur profondeur de polymérisation, leur degré de conversion et leur stress de polymérisation.

1 Contexte de l'étude

1.1 Contexte historique : les résines composites

Une résine composite est un matériau composé de deux phases : une matrice organique et des charges liées entre elles grâce à des agents de couplage.

Les premières résines composites dites macro et micro chargées datent des années 50-60 et étaient composées d'une matrice résineuse avec des particules de silice colloïdales, elles avaient l'avantage d'être très esthétiques mais présentaient des propriétés mécaniques insuffisantes et une mise en œuvre compliquée. Dans les années 80 les résines hybrides sont développées, elles présentent des charges de formes, tailles et compositions variables avec des propriétés mécaniques satisfaisantes mais un état de surface rugueux et donc une esthétique moyenne. Dans les années 90, les fabricants ont donc cherché à développer un composite qui allie à la fois des qualités mécaniques et esthétiques, on voit alors le développement des composites microhybrides et nanohybrides (*Figure 1*). Cette innovation a été possible grâce à l'avènement des nanotechnologies qui permettent d'incorporer des charges de petite taille (2-5). En parallèle certains industriels ont développé les OrMoCers (organically modified ceramic) qui sont des polymères hybrides organiques-inorganiques avec incorporation de charges céramiques (6). Les composites micro et nanohybrides représentent, encore aujourd'hui, la majorité des composites disponibles sur le marché. Enfin, depuis 2003, les industriels ont développé de nouvelles résines composites appelées « bulk fill » qui ont la particularité de pouvoir être mises en un ou deux apports avec des épaisseurs maximales de 4 à 5mm (4,7).

Famille	Pourcentage de charges		Distribution des charges
Macrochargés	78,0	67,0	1 à 40 μm
Microchargés	55,0	35,0	0,04 μm
Homogènes	57,1	44,5	0,04 μm 10 à 50 μm
Hétérogènes	85,3	68,5	1 à 1,5 μm 10 à 15 μm
Hybrides	77,5	59,7	0,6 à 1 μm 0,04 μm
Microhybrides	77,4	61,0	< 0,4 μm 1 à 20 nm
Microhybrides nanochargés			

Figure 1: Les grandes familles de composites, classement selon le type de charges

1.2 Les composites bulk fill : présentation

L'intérêt pour la technique de mise en œuvre « bulk fill » n'est pas récent. Cependant, les matériaux préexistants avant 2003, placés en une fois, ne permettaient pas d'obtenir un résultat clinique et mécanique satisfaisant (8,9). En effet, la polymérisation était incomplète en profondeur et le stress de polymérisation important, ce qui créait des gaps avec l'adhésif (10) et induisait des microfissures voir des cracks avec les échecs cliniques qui en découlent (11).

Il fallait donc concevoir des matériaux adaptés à une telle mise en œuvre. L'objectif principal était de conserver des propriétés mécaniques, cliniques et esthétiques semblables aux composites traditionnels tout en permettant une utilisation avec des épaisseurs de 4 à 5mm. On limite ainsi la variable opérateur dépendante et la restauration se fait plus rapidement.

L'objectif secondaire était de pouvoir les utiliser dans toutes les indications de restauration en composite : obturations de sites 1, 2 et 3, obturation de cavités d'accès et reconstitution coronaradiculaire avec tenon fibré (12). Dans cette étude nous nous intéressons aux composites bulk dans le cas de restaurations coronaires.

1.2.1 Mise en œuvre

Les composites bulk fill de restauration se divisent en deux catégories selon leur mise en œuvre (Figure 2):

- Composite bulk sous forme fluide : placé en fond de cavité puis coiffé d'un composite conventionnel microhybride ou nanohybride seulement en occlusal ou en proximal et en occlusal (13,14)
- Composite bulk sous forme condensable : obture toute la cavité avec un (parfois deux) apport(s) du même matériau (15)

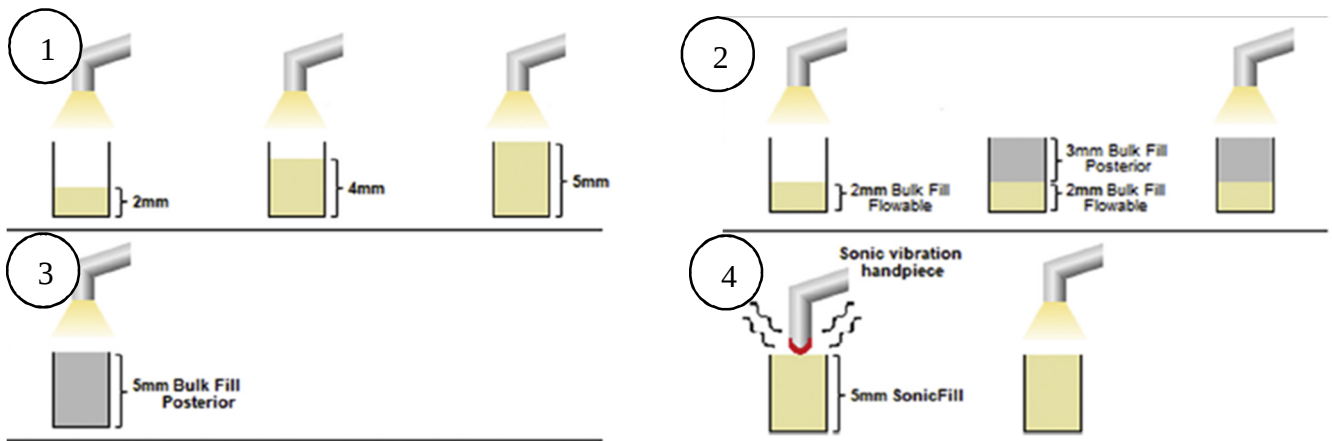


Figure 2 : Schéma de la mise en œuvre d'un composite bulk fill 1 : composite classique, mis en place par incréments de 2mm maximum, 2 : composite bulk fill fluide, une première couche de bulk fluide jusqu'à 4mm puis un composite condensable en surface, 3 : composite bulk fill condensable directement sur 4 voir 5mm, 4 : composite bulk fill avec pièce à main ultrasonore en un temps jusqu'à 5mm

1.2.2 Particularités des composites bulk fill

1.2.2.1 Innovations

Les composites bulk fill sont le résultat d'innovations et d'améliorations à partir des composites microhybrides avec deux objectifs : permettre une photopolymérisation convenable jusqu'à 4mm tout en limitant le stress de polymérisation. Deux objectifs a priori contradictoires car on sait qu'à degré de conversion élevé, stress de polymérisation élevé. (16)

Pour ce faire, les industriels ont adopté des stratégies différentes :

- Objectif polymérisation jusqu'à 4mm (2,4,17–19) :
 - Faire en sorte que l'indice de réfraction et de réflexion de la matrice et des charges soient identiques
 - Réduire la taille ou la quantité des charges
 - Utiliser des initiateurs très réactifs
 - Augmenter la translucidité (Figure 3)

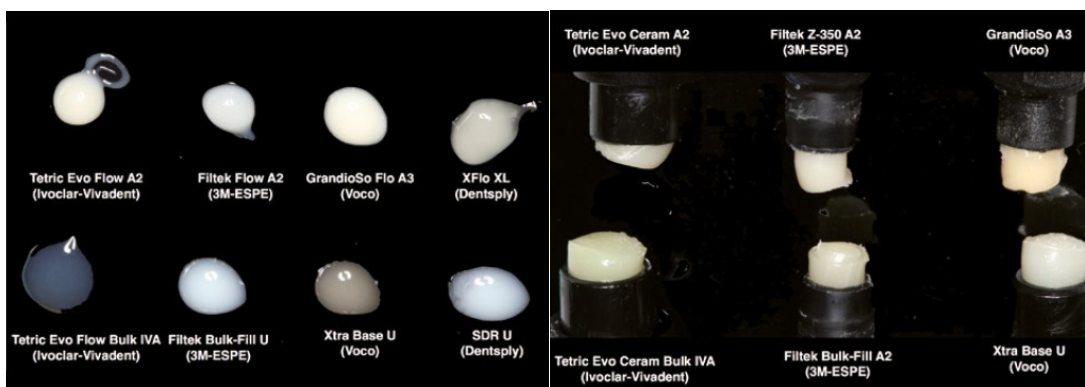


Figure 3: Exemple de translucidité augmentée entre composites de même marque. En haut classique, en bas bulk fill.

- Objectif limiter le stress de polymérisation (20–22) :
 - Modifier les charges : plus grosses, ratio charges/matrice plus élevé, charges prépolymérisée.
 - Modifier les monomères de la matrice résineuse grâce à des molécules de plus haut poids moléculaire comme l'uréthane et ses dérivés ou le méthacrylate et ses dérivés.
 - Ajouter des modulateurs de stress qui peuvent soit fonctionner comme des ressorts pour limiter la contraction de prise soit qui peuvent briser leurs liaisons covalentes puis les reconstruire.

1.2.2.2 Composition

D'après les compositions accessibles via les fabricants (*Tableau 1*) et l'étude de Alshali et al. les composites bulk fill sont composés de monomères semblables aux composites classiques avec principalement des matrices méthacrylates comme BisGMA, UDMA, TEGDMA et BisEMA mais également une technologie nouvelle d'UDMA modifié avec un modulateur de stress. (23).

La *Figure 4* présente la structure chimique de ces monomères.

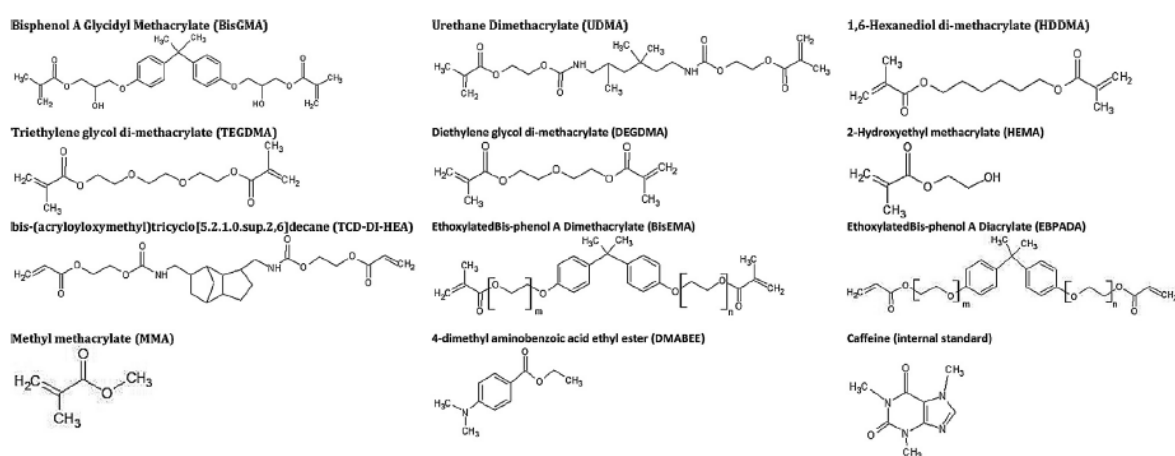



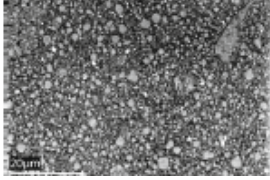

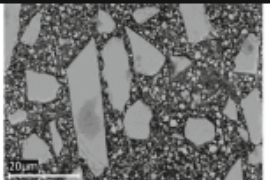

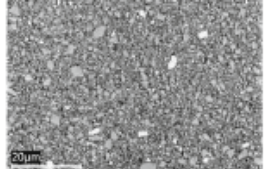
Figure 4: Monomères fréquemment utilisés : structure chimique

Les charges peuvent varier en composition, proportions et formes selon les marques et le type de composite : fluide, condensable, à fibres de verres. (*Tableau 1*)

Concernant les initiateurs, on retrouve la camphorquinone qui ne crée qu'un seul radical libre et d'autres initiateurs plus réactifs qui créent deux ou quatre radicaux libres. Par exemple : la phenylpropanedione ou mono/bisacylphosphine ou des dérivés du dibenzoyl germanium (Ivocerine®).



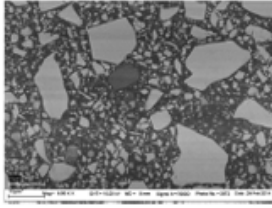

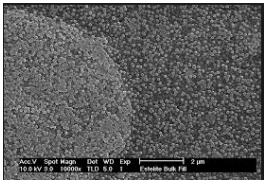

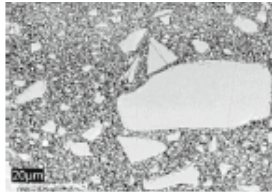

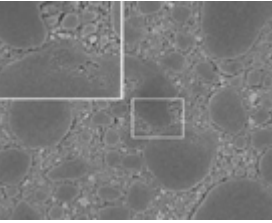
1.2.3 Les bulk fill disponibles sur le marché


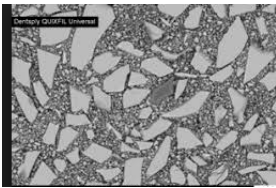

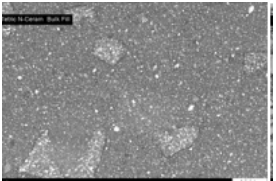

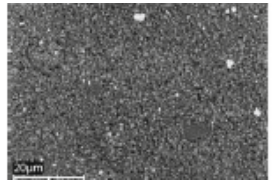

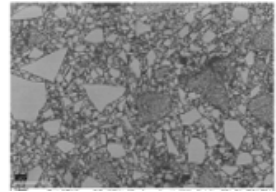

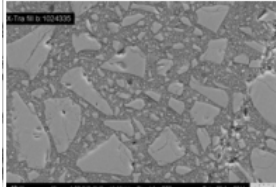
Les références des principaux composites bulk fill disponibles actuellement sur le marché sont présentés dans le *Tableau 1*.


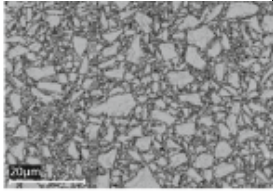

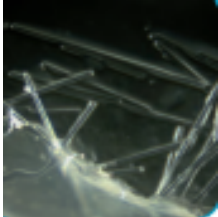
Type	Fabricant Nom commercial	Photo	Composition		% de charges en poids	% de charges en volume	Teintes	Microscopie électronique (17)	Profo ndeur de polym érisati on ¹	Temps de photopoly mérisation ²
			Matrice	Charges						
Bulk Fill fluides	3M ESPE Filtek bulk flow (24)		bisGMA, UDMA, bisEMA	Silane treated ceramic, ytterbium fluoride filler	64.5	42.5	Universel, A1, A2, A3		4	10s
	Dentsply SDR (25)		modified UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	Barium-alumino- fluoro-silicate glass, Strontium alumino-fluoro- silicate glass	68.0	44.0	Universel, A1, A2, A3		4	20s
	Heraeus Kulzer Venus Bulk Fill (26)		UDMA EBADMA	Barium glass filler, ytterbium fluoride and silica	65.0	38.0	Universel		4	20s

¹ Recommandé par le fabricant

² Recommandé par le fabricant

	Ivoclar Vivadent Tetric EvoFlow bulk fill (27)		/	dimethacrylates barium glass, ytterbium trifluoride et copolymers	/	/	3Teintes : A, B, W	/	4	20s
	Shofu Beautiful-bulk flowable (28)		Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Fluoro-silicate glass	72.5	51.0	U, Dentine		4	10s
	Tokuyama Estelight bulk fill flow (29)		Bis-GMA, Bis- MPEPP, TEGDMA	Supra-Nano Spherical filler SiO2-ZrO2	70.0	56.0	U, B1, A1, A2, A3		4	10s
	Voco X tra base (30)		Bis-EMA, UDMA	Ba-Al-Si-glass, YbF3, Fumed SiO2	75.0	58.0	Universel et A2		4	10s
Bulk Fill Condensables	3M ESPE Filtek bulk fill posterior (24)		Aromatic UDMA, UDMA, 1,12- dodecanedimethac rylate	agglomerated/nona ggregated silica, aggregated zirconia/silica cluster, ytterbium trifluoride	76.5	58.4	A1,A2,A3, B1,C2		4	20s

Dentsply QuiXfil (25)		Bis-EMA, UDMA ; TEGDMA, TMPTMA	two quite separate glass fractions	86.0	66.0	U		4	10s
Ivoclar Vivadent Tetric N-Ceram Bulk-Fill (27)		Bis-GMA, UDMA	barium glass, ytterbium trifluoride	78.0	55.0	U, VA, IVB, IVW		4	20 s
Ivoclar Vivadent Tetric EvoCeram Bulk fill (27)		Bis-EMA, UDMA, EBPADMA	Barium aluminium silicate glass, ytterbium trifluoride	80.0	61.0	A, B, W		4	10s
Shofu Beautifill-bulk Restorative (28)		Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	Fluoro-silicate glass	87.0	74.5	U, A		4	10s
Voco Xtra fil (30)		BisGMA, UDMA, TEGDMA	Ba B Al Si glass filler	86.0	70.1	Universel		4	10s

Bulk Fill avec pièce à main ultrasonore	Kerr Sonicfill 2 (31)		BisEMA, TEGDMA, EBPDMA	Barium glass, Silicon dioxide	83.5	69.0	A1, A2, A3, B1		5	20s
Bulk Fill avec fibres de verre	GC Ever X posterior (32)		Bis-GMA, TEGDMA, PMMA	Short E-glass fiber, barium glass	74.2	53.6	U		4	20 s

Abréviations utilisées : UDMA: uréthane diméthacrylate, Bis-GMA: bisphénol A glycidyl méthacrylate, Bis-EMA: éthoxylé bisphénol A glycol diméthacrylate, EBADMA: éthoxylé bisphénol A diméthacrylate, EDMAB: éthyl-4-diméthylaminobenzoate, TEGDMA : triéthylène glycol diméthacrylate ; TMPTMA : triméthylolpropane triméthacrylate

Tableau 1: Les composites bulk fill présents sur le marché

2 Objectifs de l'étude

L'objectif principal de ce travail est d'étudier, via une revue de la littérature, les paramètres suivants : profondeur de polymérisation (DOC), degré de conversion (DC) et stress de polymérisation (SP) des composites bulk fill dans des cas de restauration coronaires.

L'objectif secondaire est d'émettre des pistes de réflexion sur le fait d'utiliser les résines bulk fill comme matériaux de restauration.

3 Matériels et Méthode

La revue de littérature, a été réalisée sur trois bases de données numériques : PubMed, ScienceDirect et EBSCO. La date de clôture de la recherche a été fixée au 07/08/2018.

Les critères d'inclusion sont les suivants :

- Publications à caractère scientifique
- Publications traitant des composites bulk fill
- Publications traitant d'au moins un des 3 axes choisis : profondeur de polymérisation, taux de conversion, contraction de polymérisation

Les critères d'exclusion sont les suivants :

- Publication à caractère commercial
- Publication dans une autre langue que le français ou l'anglais

Dans un premier temps les bases de données ont été interrogées par mots clés, de la manière suivante :

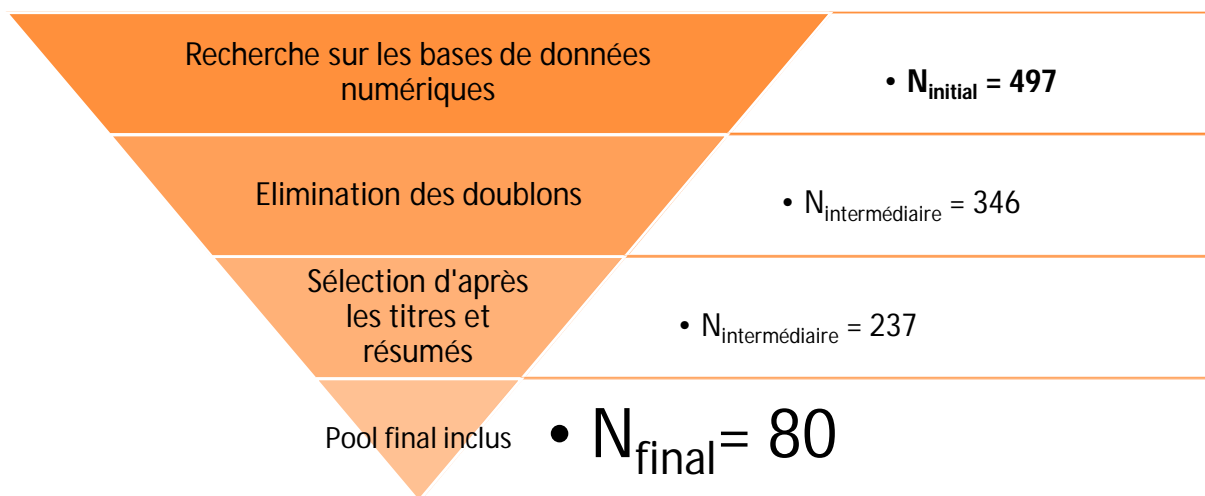
- Depth of cure: bulk fill composite AND depth of cure
- Degree of conversion: composite AND degree of conversion
- Polymerization shrinkage: bulk fill composite AND polymerisation shrinkage

Cette stratégie a ensuite été affinée du fait du nombre de réponses obtenues et en fonction des possibilités de recherche offertes par chaque base de données, les résultats sont présentés dans le **Tableau 2** ci-dessous.

PUB MED	SCIENCE DIRECTE	EBSCO
<ul style="list-style-type: none"> • Depth of cure • bulk fill composite AND depth of cure • N= 55 • Degree of conversion • bulk fill composite AND degree of conversion • N= 32 • Polymerisation shrinkage • bulk fill composite AND polymerisation shrinkage • N= 37 <p>• N_{PubMed} = 115</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Depth of cure • bulk fill composite (in title/abstract) AND depth of cure (full text) IN Medicine and Dentistry • N= 104 • Degree of conversion • bulk fill composite (in title/abstract) AND degree of conversion (full text) IN Medicine and Dentistry • N= 70 • Polymerisation shrinkage • bulk fill composite (in title/abstract) AND Polymerisation shrinkage (full text) IN Medicine and Dentistry • N= 95 <p>• N_{Science Directe} = 269</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Depth of cure • bulk fill composite (in title/abstract) AND depth of cure (full text) (in english / Full text / Revues academiques) • N= 48 • Degree of conversion • bulk fill composite (in title/abstract) AND degree of conversion (full text) (in english / Full text / Revues academiques) • N= 28 • Polymerisation shrinkage • bulk fill composite (in title/abstract) AND polymerisation shrinkage (full text) (in english / Full text / Revues academiques) • N= 37 <p>• N_{EBSCO} = 113</p>

Tableau 2: Méthode de recherche bibliographique, sélection initiale

Une première sélection a été faite après lecture des titres et résumés, les doublons ont été éliminés. Une lecture critique a été réalisée afin de sélectionner les articles retenus dans cette revue. Le processus de sélection est résumé dans le graphique ci-dessous :



Graphique 1: Processus de sélection du pool final

Dans un second temps une analyse statistique descriptive a été réalisée avec les logiciels Excel (Microsoft) et Stata (StataCorp) à partir des valeurs relevées par type de composite bulk fill, et ce pour tous les paramètres étudiés. Ainsi des tableaux et graphiques en boîtes à moustaches présentant : la moyenne, la médiane, l'écart type, le coefficient de dispersion, les premier et troisième quartiles, le maximum et le minimum sont présentés dans la partie résultats.

4 Résultats

4.1 Profondeur de polymérisation

La profondeur de polymérisation (DOC) est une caractéristique clé car la promesse des fabricants est de pouvoir photopolymériser les résines composites bulk fill en une fois sur des épaisseurs de 4 voir 5mm. La DOC correspond à l'épaisseur de l'apport que l'on peut faire avec le matériau. Ici la valeur $DOC=4\text{mm}$ a été choisie comme référence.

4.1.1 Protocoles expérimentaux

La DOC est établie grâce aux méthodes suivantes (33,34) :

- **ISO 4049** : méthode dite « par grattage » qui consiste à placer le composite dans un moule métallique cylindrique normé. Le matériau est ensuite photopolymérisé par le dessus avec la lampe au contact du moule puis il est retiré du moule immédiatement (Figure 5). La partie molle, non photopolymérisée, est éliminée par grattage avec une spatule en plastique. L'échantillon est ensuite mesuré à l'aide d'un pied à coulisse de haute précision pour déterminer la DOC.

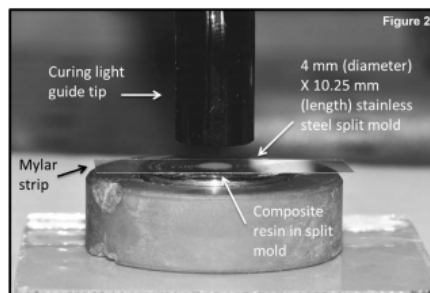


Figure 5: Illustration de la méthode ISO 4049 : le composite est placé dans un moule métallique puis la lampe est placée directement au-dessus

- **Mesures de dureté** : Des mesures de dureté Vickers ou Knoop sont prises à intervalles de profondeur réguliers le long de l'échantillon. La DOC correspond à la profondeur pour laquelle on obtient 80% de la valeur de dureté maximale (Figure 6). Une variante consiste à mesurer la dureté au-dessus et en dessous de l'échantillon puis de faire un ratio. S'il est supérieur ou égal à 0,8 alors l'échantillon est bien polymérisé sur toute sa hauteur.

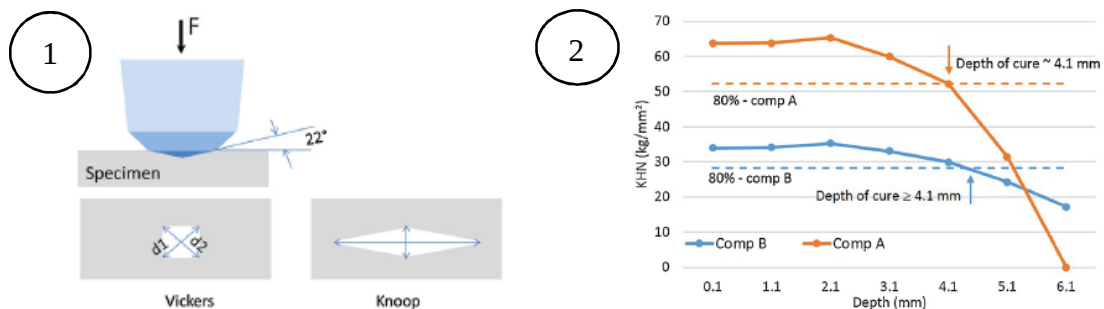


Figure 6: Illustration de la méthode par mesure de dureté : 1) Mesure de dureté Vickers avec une forme carrée et mesure de dureté Knoop avec une forme pyramidale 2) Courbe obtenue suite aux mesures et détermination de la DOC à 80% du max

4.1.2 Résultats par type d'étude

Les articles étudiés ont été regroupés par méthode de mesure : méthode par grattage ou test de dureté. Les paramètres suivants ont été relevés : matériaux testés, type de moule utilisé, diamètre de l'échantillon, lampe utilisée, distance lampe-échantillon, temps d'exposition, temps/conditions entre la photopolymérisation et les mesures, résultats obtenus. Ceci est présenté dans les *Tableau 3* et *Tableau 4*.

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental						Matériaux testés	Résultats (mm)
	Type de moule	Diamètre d'échantillon (mm)	Lampe utilisée	Distance lampe-échantillon (mm)	Temps d'exposition (s)	Temps/conditions entre photo-polymérisation et mesures		
Benetti et al. (35)	Métal ISO	4	LED polychrome	1	20	0	SDR	4,34
							Sonic Fill	3,43
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	3,83
							Venus Bulk Fill	5,57
							X-tra base	5,68
Miletic et al. (36)	Métal cylindre Excès éliminés par un bain d'acétone	8	LED polychrome	2	20	5min Bain d'acétone 15s	Filtek Bulk Fill Flow	5,08
							SDR	5,11
							Sonic Fill	3,77
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,70
							EverX	5,09
Garcia et al. (37)	Métal cylindre	10	LED monochrome 800 mW/cm ²	1	20	0	SDR	5,01
							Sonic Fill	5,46
							Venus Bulk Fill	5,01
Tsujiimoto et al. (38)	Métal ISO	4	Halogène 600 mW/cm ²	1	30	0	EverX	4,10
							SDR	4,30
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,20

Tsujiimoto et al. (39)	Métal ISO	4	Halogène	1	20	0	Beautiful Bulk Flow	3,62
							Beautiful Bulk	3,42
							Filtek Bulk Fill	3,57
							Filtek Bulk Fill Flow	3,73
							SDR	3,91
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	3,86
					30	0	Beautiful Bulk Flow	3,86
							Beautiful Bulk	3,72
							Filtek Bulk Fill	3,81
							Filtek Bulk Fill Flow	3,95
							SDR	4,22
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,10
					40	0	Beautiful Bulk Flow	4,10
							Beautiful Bulk	4,02
							Filtek Bulk Fill	4,14
							Filtek Bulk Fill Flow	4,24
							SDR	4,41
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,32
Yap et al. (40)	Plastique cylindre	4	LED monochrome 700mW/cm2	1	20	0	Beautiful Bulk Flow	3,60
							Beautiful Bulk	2,90
							EverX	3,70
							SDR	3,70
							Tetric NCeram Bulk Fill	3,30
Yokesh et al. (41)	Teflon ISO	4	LED monochrome	1	20	0	SDR	3,89
							Filtek Bulk Fill Flow	3,54

Tableau 3: Résultats de DOC obtenus par méthode grattage (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm)

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental							Matériaux testés	Résultats (mm)
	Type de moule	Diamètre d'échantillon (mm)	Test de dureté réalisé	Lampe utilisée	Distance lampe-échantillon (mm)	Temps d'exposition (s)	Temps/ conditions entre photopolymérisation et mesures		
Alrahlah et al.(42)	Métal rectangulaire	4x2	Vickers	LED monochrome 1200 mW/cm2	1	20	24h 37° Milieu sec	X-tra base	4,31
								Filtek Bulk Fill	4,14
								Sonic Fill	5,03
								Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,47
								Venus Bulk Fill	4,19
Jang et al. (43)	Plastique opaque	4	Vickers	LED polychrome 700 mW/cm2	1	20	24h T° ambiante eau distillée	SDR	4,00
								Venus Bulk Fill	4,00
								Tetric NCeram Bulk Fill	<4,00
Ilie et Fleming (44)	Teflon cylindrique	3	Vickers	LED polychrome	1	20	24h 37° eau distillée	SDR	6,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill	6,00

Ilie et al. (45)	Non précisé	3	Vickers	LED 1.703 mW/cm ²	0	10	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,00
							X-tra base	6,00	
						20	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	6,00
							X-tra base	6,00	
					40	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	6,00	
						X-tra base	6,00		
					7	10	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,00
							X-tra base	4,00	
20	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,00						
	X-tra base	6,00							
40	24h, 37°, eau distillée	Tetric EvoCeram Bulk Fill	6,00						
	X-tra base	6,00							
Ilie et Luca (46)	Métal cylindrique	10	Vickers	LED monochrome LED polychrome	3	10s/20s (recofabricant)	24h, 37°, eau distillée	Sonic Fill	3,90
								Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,10
								Filtek Bulk Fill	5,40
Moharam et al. (47)	Métal cylindrique	4	Vickers	LED monochrome 1000 mW/cm ²	1	20	24h 37° Milieu sec	X-tra Fill	4,00
								Sonic Fill	4,00
Garoushi et al. (48)	Métal	Non précisé	Vickers	LED monochrome 1000 mW/cm ²	1	40	Non précisé	Venus Bulk Fill	4,00
								SDR	4,00
								Tetric Evoceram Bulk Fill	<4,00
								Filtek Bulk Fill	4,00
								Sonic Fill	4,00
AlShaafi et al. (49)	Métal cylindrique	4	Knoop	LED monochrome 1000 mW/cm ²	1	20	0	SDR	4,00
								Sonic Fill	2,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,00
								X-tra Fill	4,00

Garcia et al. (37)	Métal	14	Knoop	LED monochrome 800 mW/cm ²	1	20	24h T° ambiante Milieu sec	SDR	4,00
								Sonic Fill	3,00
								Venus Bulk Fill	4,00
Rodriguez et al. (50)	Métal	10	Knoop	LED polychrome 583 mW/cm ²	1	20	24h T° ambiante Milieu sec	Sonic Fill clair	4,00
								Sonic Fill foncé	<4,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill clair	<4,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill foncé	<4,00
						40	24h T° ambiante Milieu sec	Sonic Fill clair	4,00
								Sonic Fill foncé	4,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill clair	4,00
								Tetric EvoCeram Bulk Fill foncé	3,00
Do et al. (51)	Dent extraite avec cavité MOD 4x4mm	4	Vickers	Halogène 450 mW/cm ²	1	20mé- sial20dis- tal	Non précisé	Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,00
								Venus Bulk Fill	4,00
								Filtek Bulk Fill	4,00
Yap et al. (40)	Plastique cy- lindre	4	Knoop	LED monochrome 700 mW/cm ²	1	20	0	Beautifil Bulk Flow	3,00
								Beautifil Bulk	3,00
								Tetric NCeram Bulk Fill	2,50
								SDR	3,00
								EverX	2,50

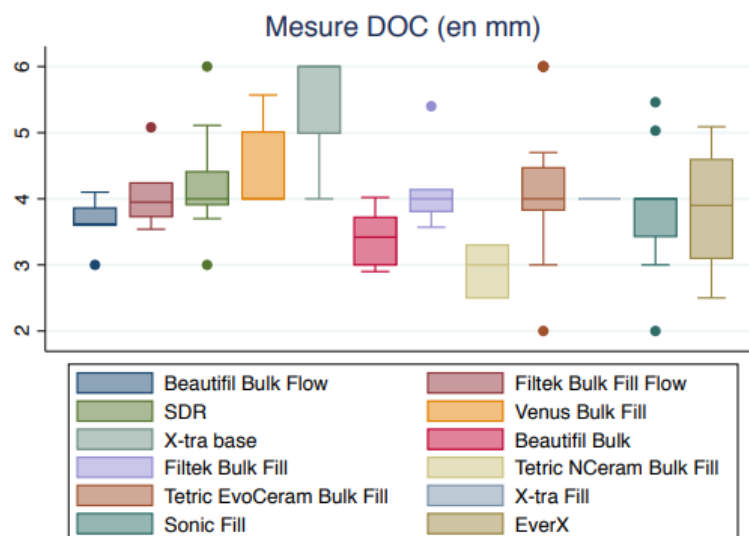
Tableau 4: Résultats de DOC obtenus par test de dureté (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm)

4.1.3 Résultats par composites

Les *Tableau 5* et le *Graphique 2* présentent l'analyse statistique descriptive des résultats de DOC par composite.

	Fluides					Condensables					So- nique	Fibres de verre
	Beau- tifil Bulk Flow	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Venus Bulk Fill	X-tra base	Beau- tifil Bulk	Filtek Bulk Fill	Tetric NCe- ram Bulk Fill	Tetric Evo- Ce- ram Bulk Fill	X-tra Fill	Sonic Fill	EverX
Nombre de résul- tats	5	5	15	7	8	5	7	3	22	2	13	4
Moyenne	3,6	4,1	4,3	4,4	5,5	3,4	4,2	2,9	4,2	4,0	3,8	3,8
Médiane	3,6	4,0	4,0	4,0	6,0	3,4	4,0	3,0	4,0	4,0	4,0	3,9
Max	4,1	5,1	6,0	5,6	6,0	4,0	5,4	3,3	6,0	4,0	5,5	5,1
Min	3,0	3,5	3,0	4,0	4,0	2,9	3,6	2,5	2,0	4,0	2,0	2,5
Ecart- type	0,4	0,6	0,7	0,6	0,8	0,5	0,6	0,4	1,1	0,0	0,9	1,1
Coeffi- cient de variation %	11,3	14,7	16,3	14,5	15,3	13,9	14,1	13,8	25,9	0,0	22,9	27,9

Tableau 5: Résultats de DOC par composites, statistiques descriptives (en vert DOC supérieure ou égale à 4mm et en rouge DOC inférieure à 4mm, en gris valeurs extrêmes)



Graphique 2 : boîte à moustache de la distribution des valeurs de DOC par composite (bord supérieur de la boîte à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)

Sur les 12 composites testés, 7 ont une DOC moyenne d'au moins 4mm et 1 atteint une moyenne de 5mm. Sur ces 7 composites, 3 ont un minimum mesuré à 4mm (Venus Bulk Fill[®], X-tra base[®] et X-tra fill[®]). 1 composite n'atteint pas les 4mm quelles que soient les études (TetricNCeram Bulk Fill[®]).

La dispersion est importante avec des coefficients de variation élevés compris entre 11,3% et 27,9%.

4.2 Degré de conversion

Le second paramètre étudié est le degré de conversion (DC), il correspond au ratio du nombre de monomères ayant réagi par rapport aux monomères initiaux. Actuellement, il n'y a pas de valeur de DC de référence. Cependant dans la littérature les auteurs s'accordent pour dire qu'en occlusal le DC doit être d'au moins 55% suite aux travaux de Ferracane, ainsi cette valeur a été choisie comme référence dans ce travail. (52)

4.2.1 Protocoles expérimentaux

En laboratoire, plusieurs méthodes permettent de mesurer le DC. Les plus utilisées sont les méthodes directes (34) :

- **Spectroscopie infrarouge avec transformée de Fourier (FTIR)** : elle permet de détecter des liaisons chimiques au sein d'une molécule avec un spectromètre infrarouge. Les tables de référence montrent qu'un pic 1637cm⁻¹ correspond aux doubles liaisons aliphatiques tandis qu'un pic à 1608 cm⁻¹ correspond aux doubles liaisons aromatiques qui ne réagissent pas. Les mesures sont faites avant et après photopolymérisation puis le DC est déterminé grâce à la formule ci-dessous : (53–56)

$$\%DC = \left[1 - \frac{\left(\frac{1637 \text{ cm}^{-1}}{1608 \text{ cm}^{-1}} \right) \text{ Peak height cured}}{\left(\frac{1637 \text{ cm}^{-1}}{1608 \text{ cm}^{-1}} \right) \text{ Peak height uncured}} \right] \times 100$$

La FTIR classique imposait de réduire l'échantillon en poudre pour faire la mesure, maintenant grâce à un accessoire ATR (*attenuated total reflectance*) la mesure peut être faite directement.

- **Spectroscopie Laser Raman** : l'échantillon est soumis à un rayonnement laser, ce rayonnement va interagir avec le matériau et ce dernier va légèrement modifier la fréquence du faisceau diffusé (
- *Figure 7*). Cette variation va être enregistrée puis analysée et permet de déterminer le type de liaisons présentes dans la molécule via des tables de référence (57,58).

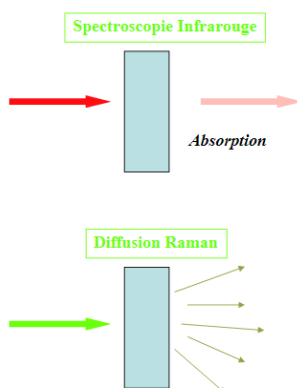


Figure 7: Schématisation de la spectroscopie infrarouge et la diffusion Raman

Il existe aussi des méthodes indirectes comme les tests de dureté, la sorption d'eau ou le relargage de monomères, mais celles-ci sont peu fiables et donc de moins en moins utilisées (53).

4.2.2 Résultats par type d'étude

Comme précédemment, les articles étudiés ont été regroupés par méthode de mesure : spectroscopie FTIR et Raman. Les paramètres suivants ont été relevés : matériaux testés, type de moule utilisé, diamètre de l'échantillon, lampe utilisée, distance lampe-échantillon, temps d'exposition, temps/conditions entre photopolymérisation et mesures, résultats obtenus. Ceci est présenté dans les *Tableau 6* et *Tableau 7*.

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental						Matériaux testés	Résultats en %
	Type de spectroscopie	Moule utilisé	Lampe utilisée	Distance lampe-échantillon (mm)	Temps d'exposition	Temps/ conditions entre photopolymérisation et mesures		
Abed et al. (59)	FTIR avec pulvérisation du matériau et pressage sous forme de paquets	Moule Teflon Diamètre 5mm Hauteur 4mm	LED polychrome 850 mW/cm ²	1	10s	Milieu sec, noir, 20°, 24H	QuiX Fill	48,7
							X-tra Fill	67,7
Czasch et Ilie (60)	FTIR méthode directe avec ATR	Non précisé	LED monochrome 1226 mW/cm ²	0	10s	5min	SDR	58,3
							Venus Bulk Fill	62,9
					20s	5min	SDR	59,7
							Venus Bulk Fill	66,1
			40s	5min	SDR	66,2		
						Venus Bulk Fill	67,9	
Gonçalves et al. (61)	FTIR non détaillé	Moule métal formé de bagues de 1mm avec film plastique entre les bagues.	LED 800 mW/cm ²	0	25s	10min	EverX	68,2
							Filtek Bulk Fill	64,2
							Filtek Bulk Fill Flow	41,0
							Sonic Fill	63,0
						Venus Bulk Fill	86,0	
Habib et Waly (62)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Teflon Diamètre : 5mm Hauteur : 5mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	Non précisé	Eau distillée, 24h	Filtek Bulk Fill	29,0
							Sonic Fill	9,0

Ilie et al. (45)	FTIR méthode directe avec ATR	Non précisé	LED monochrome 1226 mW/cm ²	7	10s	0	Tetric EvoCeram Bulk Fill	38,1
							X-tra base	42,5
					20s	0	Tetric EvoCeram Bulk Fill	38,5
							X-tra base	46,6
					40s	0	Tetric EvoCeram Bulk Fill	45,1
							X-tra base	46,8
Ilie et Durner. (63)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Diamètre : 3mm Hauteur : 4mm	LED monochrome 1706 mW/cm ²	0	20s	En continu pendant 5min	Venus Bulk Fill	65,0
							SDR	59,0
Ilie et Fleming (44)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Teflon Diamètre : 3mm Hauteur : 6mm	LED polychrome	1	20	Milieu sec, 5min	Beautiful Bulk	40,0
							Beautiful Bulk Flow	57,7
							SDR	57,0
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	47,4
Miletic et al. (36)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule plastique Diamètre : 5mm Hauteur : 4-6 mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	10s	Milieu sec, noir, 37°, 24h	SDR	67,0
							Filtek Bulk Fill	52,0
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	37,0
							Sonic Fill	40,0
					20s		SDR	65,0
							Filtek Bulk Fill	55,0
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	35,0
							Sonic Fill	50,0
Papadogiannis and al. (64)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule plastique Hauteur : 4mm Diamètre : 5mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	30s	Milieu sec, noir, 37°, 48h	EverX	44,7
							SDR	63,2
							Sonic Fill	50,8
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	40,0
							Venus Bulk Fill	58,5
							X-tra base	45,8
X-tra Fill	36,1							

Pişkin et al. (65)	FTIR méthode directe avec ATR	Dia- mètre :10mm Hauteur : 4mm	LED monochrome	0	40s	Non précisé	SDR	15,3
							X-tra base	39,0
							X-tra Fill	31,0
Tarle et al. (66)	FTIR non précisé	Pas de moule	LED polychrome 1200 mW/cm2	0	10s	Milieu sec, noir, 37°, 24h	QuiX Fill	71,9
							Sonic Fill	67,5
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	64,1
					X-tra Fill		71,6	
					20s		QuiX Fill	74,7
							Sonic Fill	75,5
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	68,3
					30s		X-tra Fill	73,9
							QuiX Fill	75,6
Sonic Fill	77,0							
Tetric EvoCeram Bulk Fill	69,4							
X-tra Fill	74,6							
Tauböck et al. (67)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Teflon Hauteur 1.5mm	LED polychrome 1200 mW/cm2	0	20s	Milieu sec, 25°, 15min	SDR	69,0
							X-tra base	53,8
							Sonic Fill	71,8
Tekin et al. (68)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Teflon	Halogène	0	40s	Non précisé	SDR	13,0
							X-tra base	36,1
							QuiX Fill	15,0
							X-tra Fill	29,4
Yu et al. (69)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule Teflon Diamètre :5mm Hauteur : 4mm	LED polychrome 950 mW/cm2	0	20s	0	Beautifil Bulk	45,9
							Beautifil Bulk Flow	53,2
							Tetric NCeram Bulk Fill	55,5
							SDR	69,4

Yokesh and al. (41)	FTIR avec pulvérisation du matériau et palets	Moule Teflon Diamètre : 4mm Hauteur : 4mm	LED monochrome 600 mW/cm ²	0	20s	Non précisé	SDR	31,9
							Filtek Bulk Fill Flow	37,4
Zorzin et al. (70)	FTIR méthode directe avec ATR	Moule métal Diamètre : 8mm Hauteur : 2-4mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	30s	Eau distillée, 37°, 24H	Filtek Bulk Fill Flow	69,3
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	54,6
							SDR	72,2
							Venus Bulk Fill	73,9
							X-tra base	67,8

Tableau 6: Résultats de DC obtenus par spectroscopie avec transformée de Fourier (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%)

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental						Matériaux testés	Résultats %
	Type de spectroscopie	Moule utilisé	Lampe utilisée	Distance lampe-échantillon (mm)	Temps d'exposition	Temps/ conditions entre photopolymérisation et mesures		
Leprince et al. (71)	Raman	Moule Teflon	LED polychrome 1050 mW/cm ²	0	40s	Milieu sec, noir, 20°, 24h	Filtek Bulk Fill	43,6
							SDR	67,6
							Sonic Fill	76,5
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	56,7
							Venus Bulk Fill	71,2
							X-tra base	58,6
X-tra Fill	62,1							
Li et al. (72)	Micro Raman	Moule plastique Hauteur : 6mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	20s	Milieu sec, noir, 37°, 24h	EverX	80,0
							Filtek Bulk Fill Flow	80,0
							SDR	77,3
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	78,8
Par et al. (73)	Raman	Moule métal Diamètre : 3mm Hauteur : 6mm	LED polychrome 1200 mW/cm ²	0	20s	Milieu humide, noir, 37°, 24h	Filtek Bulk Fill	63,4
							SDR	74,7
							QuiX Fill	70,7
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	60,0
							Venus Bulk Fill	83,3
							X-tra base	66,3
X-tra Fill	66,6							

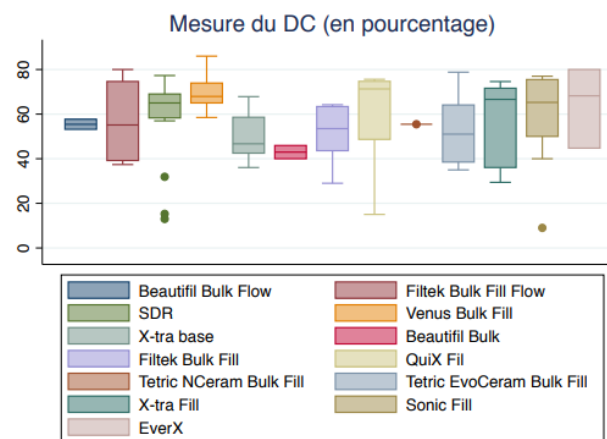
Tableau 7: Résultats de DC obtenus par spectroscopie Raman (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%)

4.2.3 Résultats par composites

Les *Tableau 8* et le *Graphique 3* présentent l'analyse statistique descriptive des résultats de DC par composite.

	Fluides					Condensables						So- nique	Fibres de verre
	Beau- tifil Bulk Flow	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Ve- nus Bulk Fill	X- tra base	Beauti- fil Bulk	Filtek Bulk Fill	QuiX Fill	Te- tric NCe- ram Bulk Fill	Te- tric Evo- Ce- ram Bulk Fill	X- tra Fill	Sonic Fill	EverX
Nombre de résultats	2	4	17	9	10	2	6	5	1	14	9	10	3
Moyenne	55,4	56,9	58,0	70,5	50,3	43,0	51,2	61,6	55,5	52,4	57,0	58,1	64,3
Médiane	55,4	55,1	65,0	67,9	46,7	43,0	53,5	71,9	55,5	51,0	66,6	65,3	68,2
Max	57,7	80,0	77,3	86,0	67,8	45,9	64,2	75,6	55,5	78,8	74,6	77,0	80,0
Min	53,2	37,4	13,0	58,5	36,1	40,0	29,0	15,0	55,5	35,0	29,4	9,0	44,7
Ecart-type	3,2	21,0	19,3	9,2	11,0	4,2	13,3	26,1	-	14,2	19,1	21,5	18,0
Coefficient de variation %	5,8	36,8	33,3	13,0	21,8	9,8	26,0	42,4	-	27,1	33,5	37,0	27,9

Tableau 8: Résultats de DC par composites, statistiques descriptives (en vert DC supérieur ou égal à 55%, en rouge DC inférieur à 55%, en gris valeurs extrêmes)



Graphique 3 : Boite à moustache de la distribution des valeurs de DC par composite (bord supérieure de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieure = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)

Sur les 13 composites testés, 9 ont un DC moyen d'au moins 55%. Sur ces 9, 1 seul présente un minimum au-dessus de 55% (Venus Bulk Fill®). 1 composite présente un maximum en dessous de 55% (Beautiful Bulk®).

Les composites présentant un DC inférieur à 55% sont majoritairement des formes condensables.

La dispersion est importante avec des coefficients de variation élevés entre 5,8% et 37,0%.

4.3 Stress de polymérisation

Le stress de polymérisation (SP) correspond au stress interne que subit le composite pendant sa prise. Lors de la réaction de polymérisation, le stress interne est compensé dans un premier temps par la possibilité des molécules à se déformer dans le matériau encore plastique, puis au fur et à mesure qu'il durcit, ce stress n'est plus compensé. Ceci conduit à une contraction du matériau au moment du passage de gel à solide. Bien que ce dernier joue un rôle majeur dans la longévité des restaurations, il n'existe pas de consensus établi sur la manière de le mesurer et sur les valeurs considérées comme acceptables pour un matériau. Les résultats de chaque composite doivent donc être interprétés en comparaison avec ceux des autres matériaux étudiés.

4.3.1 Protocoles expérimentaux

Plusieurs variables peuvent être mesurées pour objectiver ce stress (34) :

- **Mesure de la contraction, en %** : On mesure l'échantillon avant/pendant/après polymérisation et la variation est transformée en pourcentage. Les résultats sont souvent présentés sous forme de graphique : % de contraction en fonction du temps (*Figure 8*).

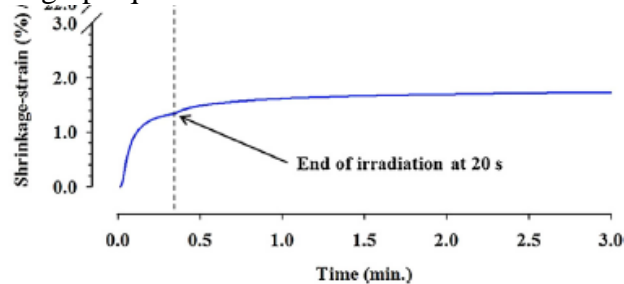


Figure 8: Mesure du % de contraction en fonction du temps

Plusieurs méthodes de mesures peuvent être utilisées (*Figure 9*) :

- *Disque, disque modifié et variâtes* : un disque de composite est placé sur une plaque de verre, un dispositif permet de mesurer la variation de dimension axiale du plot de composite pendant la polymérisation (linomètre ou laser par exemple).
- *Dilatométrie* : Le matériau est placé dans un liquide (eau ou mercure) et la hauteur de la colonne de liquide permet de mesurer les variations volumiques du composite.
- *Archimède* : le matériau est pesé avant et après polymérisation sur une balance de haute précision pour déterminer l'évolution de la densité.
- *Mesure informatique via une caméra de précision* : une caméra de précision filme la polymérisation puis le film est analysé image par image sur ordinateur.

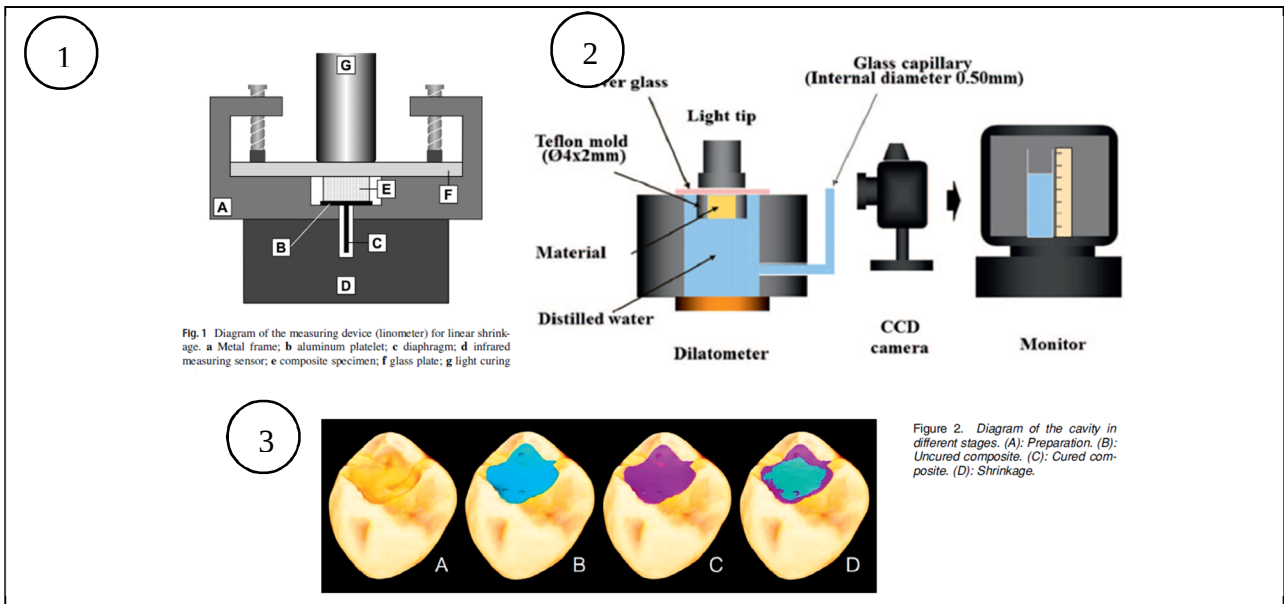


Figure 9: Méthodes pour déterminer la contraction de prise 1 : Méthode du disque, 2 : Dilatométrie, 3 : Caméra de précision

- **Mesure de la flexion cuspidienne, en μm** : La contraction de la résine pendant la prise peut entraîner un léger déplacement des parois de la cavité à reconstituer. Si la force induisant ce déplacement est trop importante cela peut conduire à l'induction de fêlures voir à la fracture d'une paroi.
 - Mesure directe avec une machine de précision (via laser ou autre)
 - Mesure indirecte par recueil de scans puis analyse informatique
- **Mesure du stress induit par la polymérisation, en MPa** : Le stress de polymérisation peut aussi être mesuré directement via des machines spécifiques (tensiomètre, machine de Bioman et leurs dérivés).

4.3.2 Résultats par type d'étude

Les articles étudiés ont été regroupés paramètres étudiés : contraction en %, flexion cuspidienne en μm et mesure du stress de polymérisation en MPa. Les paramètres suivants ont été relevés : Type de protocole, dimensions de l'échantillon, lampe utilisée, temps d'exposition, durée des mesures, matériaux testés et résultats. Ceci est présenté dans les *Tableau 9*, *Tableau 10* et *Tableau 11*.

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental						Matériaux	Résultats %
	Type de protocole	Dimensions échantillon	Paramètres expérimentaux	Lampe utilisée	Temps d'exposition	Durée des mesures		
Al Sunbul et al.(74)	Disque	Diamètre : 8mm Hauteur : 1mm	Sablage avec poudre aluminium	LED Monochrome 1200 mW/cm ²	20s	0 à 60min	EverX	3,36
							SDR	3,3
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	1,83
							Venus Bulk Fill	4,2
Benetti et al. (35)	Disque	Non précisé	Aucun traitement	LED Monochrome 1200 mW/cm ²	20s	à 2, 20, 60min	X-tra base	3,39
							SDR	2,8
							Sonic Fill	1,83
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,03
							Venus Bulk Fill	3,36
Garcia et al. (37)	Disque	Diamètre : 5mm Hauteur : 2mm	Aucun traitement	LED monochrome 800 mW/cm ²	20s	Non précisé	X-tra base	2,76
							SDR	3,57
							Sonic Fill	1,76
Germ-scheid et al. (75)	Disque modifié	Diamètre : 10mm Hauteur : 1mm	Sablage + silanisation	LED Monochrome 1100 mW/cm ²	20s	0 à 19h	Venus Bulk Fill	4,4
							Filtek Bulk Fill	2,19
							Filtek Bulk Fill Flow	3,68
							SDR	3,53
Jang et al. (43)	Disque modifié	Diamètre : 4,5mm Hauteur : 1,5mm	Aucun traitement	LED polychrome 700 mW/cm ²	40s	0 à 120s	X-tra Fill	2,25
							SDR	1,69
							Tetric NCeram Bulk Fill	0,77
							Venus Bulk Fill	2,14

Jung et Park (76)	Disque modifié	Non précisé	Aucun traitement	LED polychrome 1200 mW/cm ²	30s	0 à 120s	SDR	2,31
							Sonic Fill	1,17
							Tetric NCeram Bulk Fill	2,45
							Venus Bulk Fill	2,45
Kim et al. (77)	Disque modifié	Hauteur : 0,5mm	Aucun traitement	LED Monochrome 1100 mW/cm ²	40s	Non précisé	Filtek Bulk Fill Flow	3,17
							SDR	2,88
							Sonic Fill	2,08
							Tetric NCeram Bulk Fill	2,11
Tauböck et al. (67)	Disque modifié	Hauteur : 1,5mm	Aucun traitement	LED polychrome 1200 mW/cm ²	20s	0 à 15min	SDR	2,6
							Sonic Fill	1,44
							X-tra base	2,65
Maseki et al. (78)	Mesure avec un laser de précision	Diamètre : 8mm Hauteur : 4mm	Non précisé	Halogène 750mW/cm ²	20s	0 à 180s	Filtek Bulk Fill	1,14
				LED Monochrome mode power 1800mW/cm ²	3s		SDR	1,12
							Tetric NCeram Bulk Fill	1,35
							Filtek Bulk Fill	1,51
				LED monochrome mode soft start 1000-1800mW/cm ²	5s		SDR	1,32
							Tetric NCeram Bulk Fill	1,77
Filtek Bulk Fill	1,16							
Shibasaki et al. (79)	Dilatométrie	Diamètre : 4mm Hauteur : 2mm	Dilatomètre à eau	Lampe Halogène 600 mW/cm ²	30s	0 à 180s	Filtek Bulk Fill	1,95
							Sonic Fill	2,93
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,19
Tsujiimoto et al. (38)	Dilatométrie	Diamètre : 4mm Hauteur : 2mm	Dilatomètre à eau	Lampe halogène 600 mW/cm ²	30s	0 à 180s	EverX	1,62
							SDR	2,07
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,34

Tsujiimoto et al. (39)	Dilatométrie	Diamètre : 4mm Hauteur : 2mm	Dilatomètre à eau	Lampe halogène 600 mW/cm ²	20s	0 à 180s	Beautiful Bulk Flow	2,7						
							Beautiful Bulk	2,51						
							Filtek Bulk Fill	1,95						
							Filtek Bulk Fill Flow	2,1						
							SDR	2,11						
					30s		Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,15						
							Beautiful Bulk Flow	2,78						
							Beautiful Bulk	2,55						
							Filtek Bulk Fill	1,98						
							Filtek Bulk Fill Flow	2,18						
					40s		SDR	2,13						
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,21						
							Beautiful Bulk Flow	2,8						
							Beautiful Bulk	2,58						
							Filtek Bulk Fill	2,01						
Alga-maiah et al. (80)	Scan avec re-constitution 3D assistée par ordinateur	Dent extraite cavité artificielle Profondeur : 4mm	Sans protocole d'adhésion	LED polychrome 1200 mW/cm ²	20s x 3	avant/après photopolymérisation	Filtek Bulk Fill Flow	4,07						
							SDR	3,78						
			Avec protocole d'adhésion				Tetric EvoCeram Bulk Fill	3,37						
							Filtek Bulk Fill Flow	3,47						
													SDR	3,65
													Filtek Bulk Fill Flow	2,44

Rizzante et al. (81)	Scan avec re-constitution 3D assistée par ordinateur	Diamètre : 4mm Hauteur : 4mm	Non précisé	Non précisé	20s	avant/après photopolymérisation	Filtek Bulk Fill	2,19
							SDR	3,36
							Tetric NCeram Bulk Fill	1,75
							X-tra Fill	0,84
Sampaio et al. (82)	Scan avec re-constitution 3D assistée par ordinateur	Dent extraite cavité artificielle Profondeur : 2,5mm	Avec protocole d'adhésion	LED polychrome 1200 mW/cm ²	40s	avant/après photopolymérisation	Filtek Bulk Fill Flow	5,49
							SDR	3,31
Yu et al. (69)	Scan avec re-constitution 3D assistée par ordinateur	Non précisé	Sans protocole d'adhésion	LED polychrome 950 mW/cm ²	20s	avant/après photopolymérisation	Beautifil Bulk	1,48
							Beautifil Bulk Flow	3,02
							SDR	3,38
							Tetric NCeram Bulk Fill	2,11
Zorzin et al. (70)	Détermination de densité Méthode Archimède	Moule métal Diamètre : 8mm Hauteur : 2-4mm	Sans protocole d'adhésion	LED polychrome 1200 mW/cm ²	20s	24h	Filtek Bulk Fill Flow	3,34
					20s		SDR	3,37
					10s		Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,36
					20s		Venus Bulk Fill	4,03
					20s		X-tra base	3,05

Tableau 9: Résultats obtenus pour le stress de contraction en %

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental						Matériaux	Résultats en μm
	Protocole expérimental	Dimensions échantillon	Paramètres expérimentaux	Lampe utilisée	Temps d'exposition (s)	Temps des mesures		
Kim et al. (77)	Mesure directe	Moule métal Largeur : 6mm Épaisseur : 1mm Hauteur : 4mm	Sablage, primer, adhésif sur les parois	LED Monochrome 1100 mW/cm ²	40s	non précisé	Filtek Bulk Fill Flow	36,3
							SDR	28,4
							Sonic Fill	31
		Tetric NCeram Bulk Fill					27,2	
		Filtek Bulk Fill Flow					14,2	
		SDR					10,8	
		Sonic Fill					19,5	
		Tetric NCeram Bulk Fill					14,2	
		Filtek Bulk Fill Flow					9,5	
		SDR					4,8	
Sonic Fill	12,7							
Tetric NCeram Bulk Fill	8,7							
McHugh et al. (83)	Mesure directe	Dent extraite cavité MOD artificielle Profondeur 4mm	Avec protocole d'adhésion	LED polychrome 1200 mW/cm ²	20s	à 30, 60, 90 et 180s	Tetric EvoCeram Bulk Fill	1,3
			Sans protocole d'adhésion				Tetric EvoCeram Bulk Fill	3,3
Tsujiimoto et al. (84)	Mesure directe	Moule métal Largeur : 4mm Épaisseur : 4mm Profondeur : 4mm	Avec protocole d'adhésion	Halogène 700 mW/cm ²	3 x 40s	à 0 puis à 10min	Beautifil Bulk	13,4
							EverX	18,5
							Filtek Bulk Fill	16
							Sonic Fill	14,7
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	16,9
Tetric NCeram Bulk Fill	15,7							

Vinagre et al. (85)	Mesure via dispositif a fibre optique	Dent extraite cavité MOD artificielle Profondeur 3,5mm	Avec protocole d'adhésion	LED polychrome Soft mode 650 puis 1200 mW/cm2	2 x 30s	en continu de 0 à 10min	SDR	8
Do et al. (51)	Comparaison de scans par informatique	Dent extraite cavité MOD artificielle Profondeur : 4mm	Avec protocole d'adhésion	Halogène 450 mW/cm2	2 x 20s	à 20min	Filtek Bulk Fill Flow	13,6
							Tetric EvoCeram Bulk Fill	10,4
							Venus Bulk Fill	13,8

Tableau 10: Résultats obtenus pour la flexion cuspidienne en μm

Auteurs	Paramètres du protocole expérimental			Matériaux	Résultats en MPa
	Lampe utilisée	Temps d'exposition (s)	Temps des mesures		
Al Sunbul et al. (74)	LED Monochrome 1200 mW/cm ²	20s	pendant 60min	EverX	5,16
				SDR	5,48
				Tetric EvoCeram Bulk Fill	4,1
				Venus Bulk Fill	6,62
				X-tra base	7,21
El-Damanhoury et al. (86)	LED Monochrome 1000 mW/cm ²	20s	pendant 30min	SDR	1,71
				Tetric EvoCeram Bulk Fill	1,883
				Venus Bulk Fill	1,607
				X-tra Fill	2,137
Kalliecharan et al. (87)	LED Monochrome 1000 mW/cm ²	20s	pendant 12h	Filtek Bulk Fill Flow	2,89
				Filtek Bulk Fill	2,21
				SDR	2,28
				Tetric EvoCeram Bulk Fill	2,47
				X-tra Fill	2,33
Kim et al. (77)	LED Monochrome 1100mW/cm ²	40s	pendant 10min	Filtek Bulk Fill Flow	3,17
				SDR	2,88
				Sonic Fill	2,08
				Tetric NCeram Bulk Fill	2,11
Zorzin et al. (70)	LED polychrome 1200 mW/cm ²	20s	pendant 5min	Filtek Bulk Fill Flow	1,55
		20s		SDR	1,33
		10s		Tetric EvoCeram Bulk Fill	1,58
		20s		Venus Bulk Fill	1,65
		20s		X-tra base	1,45

Tableau 11: Résultats de mesure du stress de polymérisation en MPa

4.3.3 Résultats par composites

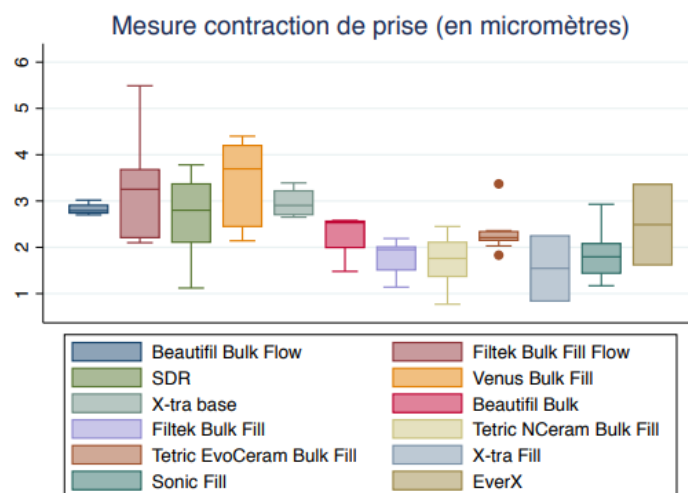
Les résultats de SP par composite ont été compilés, puis les indicateurs statistiques ont été calculés afin de proposer les tableaux et graphiques suivants.

	Fluides					Condensables					So- nique	Fibres de verre
	Beau- tifil Bulk Flow	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Ve- nus Bulk Fill	X-tra base	Beau- tifil Bulk	Filtek Bulk Fill	Tetric NCe- ram Bulk Fill	Tetric Evo- Ce- ram Bulk Fill	X-tra Fill	Sonic Fill	EverX
Nombre de résul- tats	4	10	21	6	4	4	9	8	9	2	6	2
Moyenne	2,8	3,2	2,7	3,4	3,0	2,3	1,8	1,7	2,3	1,5	1,9	2,5
Médiane	2,8	3,3	2,8	3,7	2,9	2,5	2,0	1,8	2,2	1,5	1,8	2,5
Max	3,0	5,5	3,8	4,4	3,4	2,6	2,2	2,5	3,4	2,3	2,9	3,4
Min	2,7	2,1	1,1	2,1	2,7	1,5	1,1	0,8	1,8	0,8	1,2	1,6
Ecart- type	0,1	1,1	0,9	1,0	0,3	0,5	0,4	0,5	0,4	1,0	0,6	1,2
Coeffi- cient de varia- tion %	4,8	33,0	32,2	27,7	11,2	23,4	23,0	31,1	18,7	64,5	32,6	49,4

Tableau 12: Résultats de la contraction de prise par composites, statistiques descriptives

Dans le Tableau 12, le dégradé de couleur représente, du rouge vers le vert foncé, les valeurs de contraction décroissantes : les formes fluides présentent les taux de contraction les plus élevés.

La dispersion est grande avec des coefficients de variation allant de 4,8% à 64,5%.



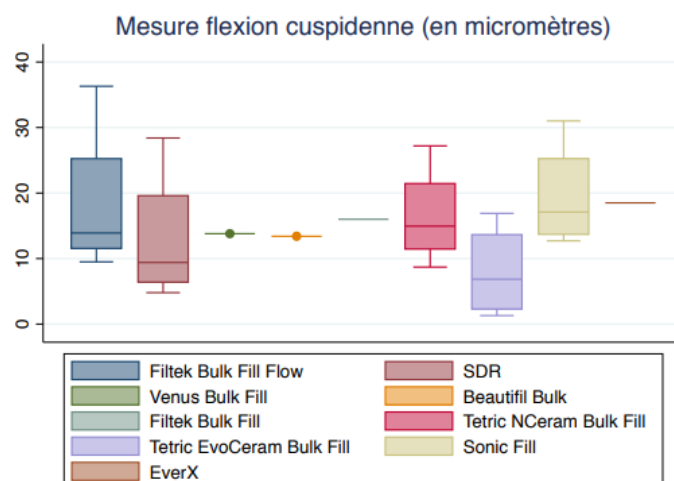
Graphique 4: Boite à moustache, de la distribution des valeurs de la contraction de prise par composite (bord supérieur de la boite à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)

	Fluides			Condensables				So- nique	Fibres de verre
	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Venus Bulk Fill	Beautifil Bulk	Filtek Bulk Fill	Tetric NCeram Bulk Fill	Tetric EvoCeram Bulk Fill	Sonic Fill	EverX
Nombre de résultats	4	4	1	1	1	4	4	4	1
Moyenne	18,4	13,0	13,8	13,4	16,0	16,5	8,0	19,4	18,5
Médiane	13,9	9,4	13,8	13,4	16,0	15,0	6,9	17,1	18,5
Max	36,3	28,4	13,8	13,4	16,0	27,2	16,9	31,0	18,5
Min	9,5	4,8	13,8	13,4	16,0	8,7	1,3	12,7	18,5
Ecart-type	12,1	10,6	-	-	-	7,8	7,1	8,2	-
Coefficient de variation %	65,8	81,2	-	-	-	47,3	89,2	42,1	-

Tableau 13: Résultats de la flexion cuspidienne par composites, indicateurs statistiques

Peu de résultats ont été relevés pour la flexion cuspidienne (N compris entre 1 et 4), les moyennes sont comprises entre 19,4 et 8,0.

La dispersion est importante, avec des coefficients de variation très élevés, entre 42,1% et 89,2%.



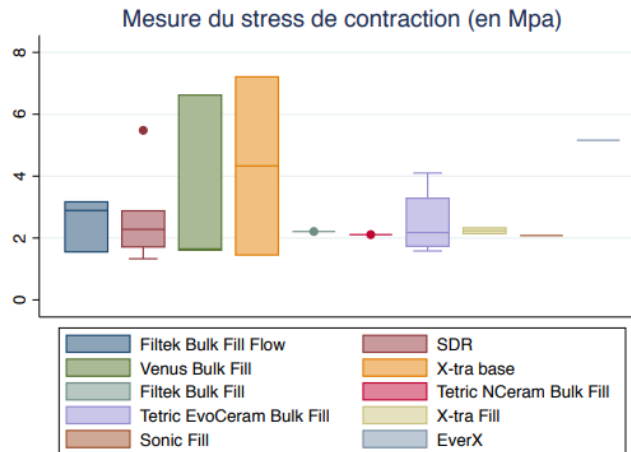
Graphique 5: Boîte à moustache, de la distribution des valeurs de la contraction de prise par composite (bord supérieur de la boîte à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)

	Fluides				Condensables				So- nique	Fibres de verre
	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Venus Bulk Fill	X- tra base	Filtek Bulk Fill	Tetric NCeram Bulk Fill	Tetric EvoCeram Bulk Fill	X- tra Fill	Sonic Fill	EverX
Nombre de résultats	3	5	3	2	1	1	4	2	1	1
Moyenne	2,54	2,74	3,29	4,33	2,21	2,11	2,51	2,23	2,08	5,16
Médiane	2,89	2,28	1,65	4,33	2,21	2,11	2,18	2,23	2,08	5,16
Max	3,17	5,48	6,62	7,21	2,21	2,11	4,10	2,33	2,08	5,16
Min	1,55	1,33	1,61	1,45	2,21	2,11	1,58	2,14	2,08	5,16
Ecart-type	0,87	1,64	2,88	4,07	-	-	1,12	0,14	-	-
Coefficient de variation %	34,1	60,0	87,5	94,1	-	-	44,8	6,1	-	-

Tableau 14: Résultats du stress de polymérisation, indicateurs statistiques

Dans le Tableau 14, le dégradé de couleur représente, du rouge vers le vert foncé, les valeurs de contraction décroissantes : les formes fluides et fibrées présentent les valeurs de stress de polymérisation les plus élevés.

La dispersion est grande avec des coefficients de variation élevés entre 6,1% et 87,5%.



Graphique 6: Boîte à moustache, de la distribution des valeurs du stress de polymérisation par composite (bord supérieur de la boîte à moustache = troisième quartile, bord inférieur = premier quartile, ligne centrale = médiane, points = valeurs extrêmes)

5 Discussion

D'après les Tableaux 3 à 14 et les Graphiques 2 à 6, on relève que les résultats de DOC, DC et SP varient entre les composites testés mais également pour un même composite, en effet la dispersion est importante avec des coefficients de variations élevés.

Nous nous sommes interrogés sur les raisons qui peuvent expliquer ces différences, ainsi les points suivants ont été relevés :

- Les différences inter composites peuvent s'expliquer par l'influence propre du matériau
- Les différences intra composites peuvent s'expliquer par l'influence des biais liés aux protocoles expérimentaux

5.1 Facteurs propres au matériau

La composition détaillée des composites bulk fill fait partie du secret industriel, cependant les informations accessibles montrent qu'ils ont tous une composition différente, que ce soit au niveau des composants utilisés ou de leurs proportions. Ces variations influencent le comportement des matériaux.

5.1.1 Influence des monomères

D'un point de vue type de monomère, les travaux de Sideridou et al., confirmés par des travaux plus récents, ont montré la gradation suivante dans le DC : Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA (Figure 10). Ceci s'explique par la structure chimique même de la molécule (Figure 4), celle-ci impacte la viscosité et la flexibilité du monomère. Bis-GMA est très rigide à cause de son groupe aromatique central, UDMA est un peu plus flexible car il contient un groupement imine qui crée des liaisons plus faibles et donc plus souples, enfin TEGDMA contient des liaisons éther qui lui permettent de réagir en plusieurs endroits. Dans le cas du SDR[®] (Dentsply) un monomère dérivé de l'UDMA a été créé et il contiendrait un modulateur qui permet de réaliser un réseau plus homogène et ainsi diminuer le SP (21,88–90).

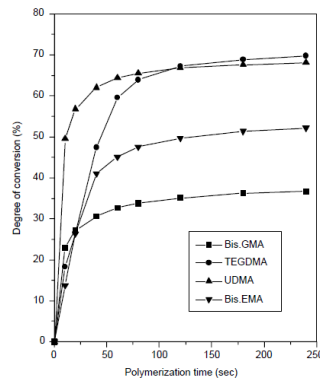


Fig. 1. Degree of conversion of C=C double bonds (%) as a function of irradiation time, for the neat dimethacrylates. The solid lines are calculated fits of the experimental data to the Eq. (1).

Figure 10: DC en fonction du temps

De plus, le profil de polymérisation des monomères est différent : Bis-GMA et UDMA ont une Tg (température de gélification) élevée, alors que pour TEGDMA et Bis-EMA l'évolution de la polymérisation est plus progressive avec une Tg plus basse (Figure 11). (88)

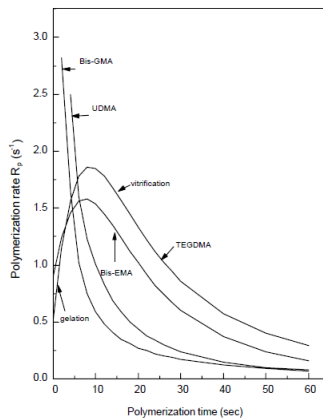


Fig. 2. Rate of polymerization R_p (expressed in s^{-1}) as a function of time for the neat monomers.

Figure 11: Profil de polymérisation en fonction du temps

D'un point de vue proportions, le TEGDMA est fréquemment utilisé pour diminuer la viscosité et pour moduler la prise du matériau en diminuant la vitesse avec laquelle le maximum de polymérisation est atteint. Un effet synergique avec le BisGMA pour un ratio de 50/50 a été démontré comme le plus favorable sur le DC (88,89,91–94).

5.1.2 Influence des charges

Les composites bulk fill présentent un contenu inorganique très variable que ce soit en composition, en proportions, en formes et en tailles. Ceci est mis en exergue par les images en microscopie électronique dans le *Tableau 1*.

Un taux de charges élevé diminue le DC et donc le SP selon plusieurs études (21,95–97).

De plus, la forme des charges et leur composition induisent plus ou moins de réfraction. Ainsi, selon Shortall et al. et AlShaafi et al., plus il y a de phénomènes de réfraction, réflexion et moins il y a de diffusion de la lumière dans les zones profondes de la restauration (18,98).

5.1.3 Influence des autres composés

En plus de la matrice et des charges les composites contiennent des pigments, des initiateurs de polymérisation et divers composés.

A propos de l'influence de l'initiateur, on sait d'après Palin et al., que la concentration de l'initiateur ne doit être ni trop élevée (si l'on veut que la polymérisation se propage en profondeur), ni trop faible (car dans ce cas il n'y pas assez de création de radicaux pour l'initiation). On sait également que les différents initiateurs ont une réactivité différente et conduisent à un DC différent en fonction de la profondeur et de l'énergie délivrée par la lampe (Figure 12). (99)

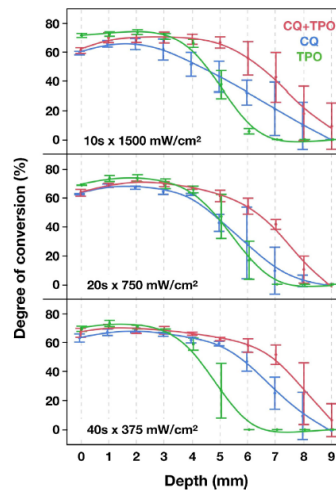


Figure 12: Influence de différents initiateurs sur le DC en fonction de la profondeur et du type de lampe (CQ = camphorquinone / TPO = Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide)

Concernant les pigments, les travaux de Rodriguez et al. sur des composites bulk fill, en accord avec les travaux de Moore sur des composites classiques, ont montré qu'une meilleure DOC était atteinte avec des teintes plus claires et qu'il était souhaitable que les industriels indiquent des temps d'exposition variables selon les teintes (50,100). En effet, selon Palin et al. les pigments peuvent avoir un pic d'absorption proche de celui de l'initiateur et diminuer la transmission des rayons en profondeur. Plus il y a de pigments, plus la diffusion lumineuse diminue (Figure 13). (99)

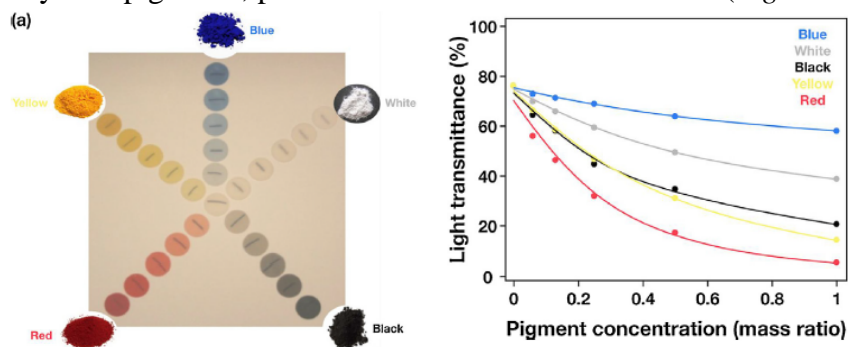


Figure 13: Influence des pigments, a) les pigments généralement présents dans un composite. b) Diminution de la transmission en fonction de la concentration de pigments

5.2 Biais liés au protocole expérimental

Dans les tableaux de résultats, on observe que les protocoles expérimentaux ne sont pas standardisés. Chaque équipe procède d'une manière différente, et ceci peut avoir un impact sur les résultats observés.

5.2.1 Choix du type d'étude

Bien que leur protocole puisse être controversé (101), Flury et al., Yap et al., et Garcia et al. ont montré que la méthode ISO n'est pas la plus adaptée aux bulk fill : elle a tendance à surestimer la DOC par rapport aux tests de dureté Vickers ou Knoop (*Figure 14*) (37,40,102). Ceci est expliqué par Leprince et al. qui ont montré que lors de la polymérisation le matériau passe par une phase gel, puis un état intermédiaire, et enfin sa forme finale. Cette interface intermédiaire/final n'est pas objectivable avec les techniques de grattage, ainsi la mesure tient compte d'une partie qui n'est que partiellement polymérisée et surestime la DOC (103).

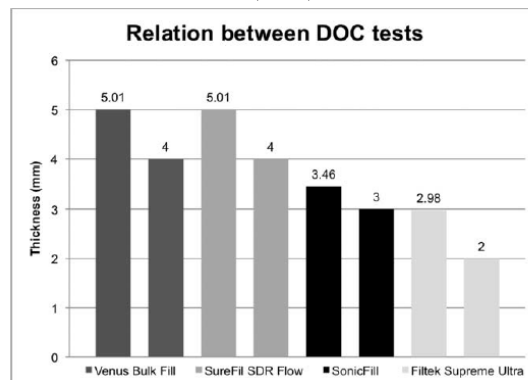


Figure 14: Mesures de DOC, à gauche par grattage, à droite par tests de dureté

En ce qui concerne le SP, ce dernier est certes dépendant du matériau en lui-même mais surtout de l'environnement dans lequel le matériau est placé (forme de la cavité, localisation, facteur C, épaisseur des parois...). Ainsi les mesures réalisées en laboratoire ne permettent pas de rendre compte de multiples situations cliniques et les résultats chiffrés de stress de polymérisation, pourcentage de contraction ou flexion cuspidienne sont difficiles à interpréter (15,96–98,104).

5.2.2 Influence du moule

Dans la plupart des études un moule est utilisé pour préparer les échantillons, cependant il a été montré par Price et al., Erickson et al., AlShaafi et al. que le type de moule et son diamètre ont une influence significative. En effet les moules translucides et opaques de couleur blanche conduisent à des DOC plus élevés que les moules métal ou de couleur sombre, ceci à cause de processus de diffusion/réfraction de la lumière. De même, des moules de plus grands diamètres donnent de meilleurs résultats de DOC (*Figure 15*)(101,105,106). Il semble donc difficile de comparer des résultats obtenus avec des moules de compositions et de tailles différentes.

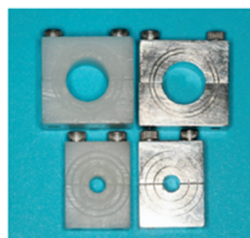


Figure 1. Split molds (Delrin and metal) with a 4- and a 10-mm internal diameter.

Figure 15: Moule Delrin à gauche et moule métal à droite diamètre 4 et 10mm

En plus, selon Erickson et al., Ilie et Lucas et Shimokawa et al., à cause de phénomènes induits par les parois et les lampes LED (qui ont souvent une zone d'émission hétérogène du fait de la position des diodes dans la lampe d'après les travaux d'Issa et al.), les zones périphériques sont moins bien photopolymérisées (*Figure 16*) (46,101,107–109). Ce phénomène n'est pas pris en compte dans la plupart des études car les mesures sont réalisées au milieu de l'échantillon.

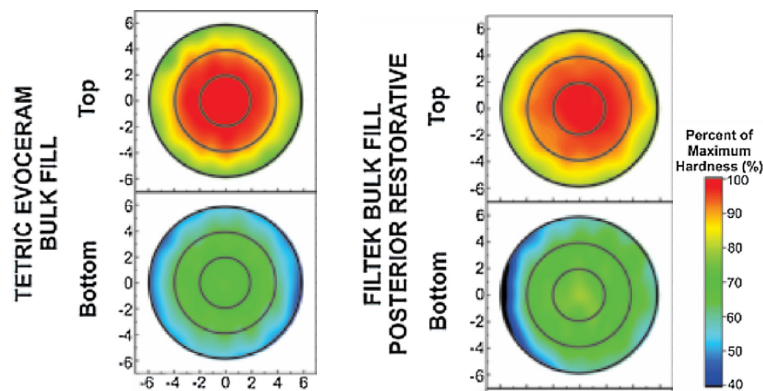


Figure 16: Exemple de profil de dureté au-dessus et en-dessous pour deux composites bulk, les zones périphériques ont des valeurs plus faibles

Partant des constats précédents, Menees et al. ont essayé de recréer des modèles avec des dents extraites (*Figure 17*), puis de les comparer à des moules métal. Ils ont noté une interaction significative entre le type de moule et les différences de DOC obtenue, cependant leurs conclusions ne vont pas plus loin car les modèles dentaires artisanaux posent un problème de dispersion des résultats en l'absence de standardisation (110).

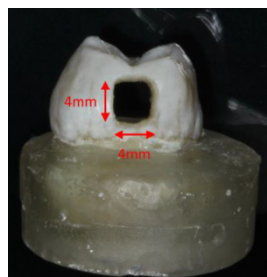


Figure 17: Moule créé dans une dent extraite

Actuellement on manque de modèles dentaires standardisés (ou reproduisant fidèlement les caractéristiques des différents tissus dentaires) et à fortiori d'études menées dans des conditions plus proches de la réalité clinique.

5.2.3 Choix de la lampe à photopolymériser

Dans les articles étudiés, les auteurs utilisent des lampes halogène, LED ou Plasma ; des LED polychromatiques ou monochromatiques, avec des spectres d'émission variables, des puissances variables, des temps d'exposition plus ou moins longs...

AlQahtani et al. ont comparé des lampes plasma, LED et halogène, et ont montré une différence significative de DOC selon la lampe utilisée : plasma < halogène < LED mode normal 40s (111). Piskin et al. et Tekin et al. ont comparé halogène et LED sur le DC : le DC était entre 1 et 3% meilleur avec la LED (65,68). Maseki et al. ont également montré que les LED en mode soft permettaient de limiter le SP. (78)

Daugherty et al., Jain et al., Ilie et al, Maseki et al., Zorzini et al., Maseki et al. ont étudié l'influence de différentes lampes LED et ont conclu qu'il est préférable d'utiliser une lampe qui délivre au moins 20 ou 23.51 J/cm² (selon les auteurs) mais avec un temps d'exposition long d'au moins 20s plutôt que des lampes très puissantes en mode flash, ceci améliore la DOC et le DC sans avoir de conséquences négatives sur le SP (70,78,112–115).

Ainsi l'utilisation d'une lampe à photopolymériser LED fait consensus, cependant il existe deux catégories de LED : monochromes bleues et polychromes bleues-violettes. Les monochromes correspondent au pic d'absorption de la camphorquinone autour de 450nm, les polychromes ont un spectre plus large avec deux pics d'émission : un autour de 410 et un autour de 450nm afin de pouvoir agir sur d'autres initiateurs (à base de germanium ou d'acyl phosphine oxide par exemple) (Figure 18). Il convient donc de se demander quel type de LED est à privilégier ?

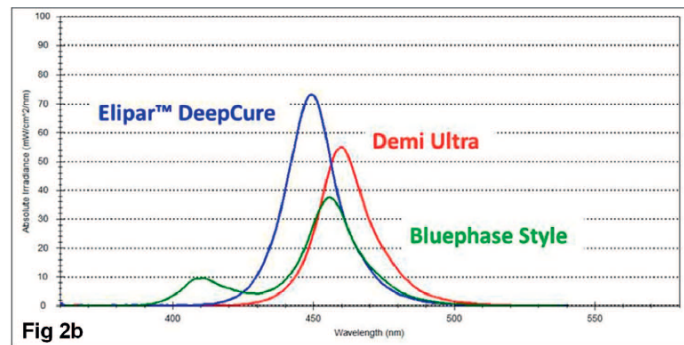


Figure 18: Spectre d'émission de deux lampes LED monochromes (Elipar et Demi Ultra) et une polychrome (Bluephase Style)

Les recherches menées par Ilie et Lucas, et d'autres équipes, n'ont pas montré une influence statistiquement significative du type de lampe LED mono ou polychrome sur le DOC ou le DC. Ainsi, même les composites contenant d'autres initiateurs que la camphorquinone sont photopolymérisés en profondeur avec des lampes monochromatiques si celles-ci ont un spectre d'émission assez étendu (46,98,110,116). De plus les rayons violets sont atténués rapidement après 2mm de profondeur et donc ils ne peuvent pas activer d'initiateurs en profondeur (Figure 19) (107,108,117) Ainsi le choix d'une lampe LED mono ou polychrome n'a pas vraiment d'influence.

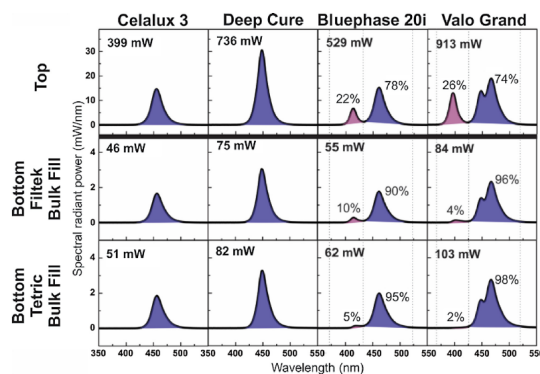


Figure 19: Atténuation de la lumière violette en profondeur

Shimokawa et al. ont montré cependant qu'un paramètre avait de l'importance : les dimensions de l'embout de la lampe et par conséquent la manière dont l'énergie est distribuée (Figure 20), ainsi si l'énergie qui arrive au centre de la restauration est nettement plus élevée qu'en périphérie cela peut

conduire à un SP plus élevé car la polymérisation ne se fait pas à la même vitesse au centre et en périphérie (98,108).

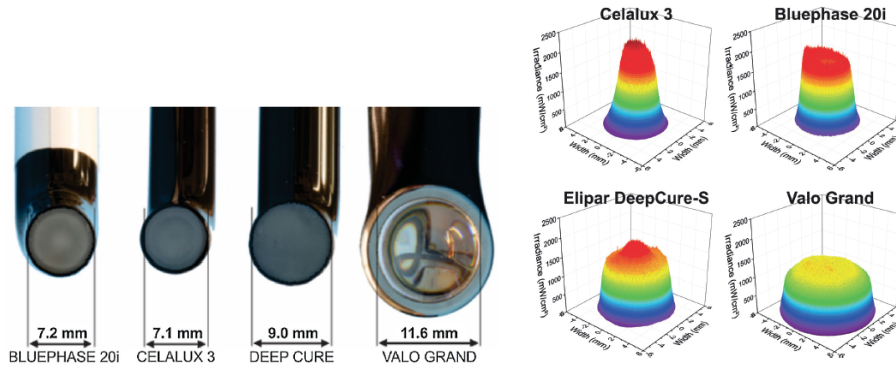


Figure 20: Exemple de têtes de lampe et leur profil d'émission

5.2.4 Moment de la mesure et influence du développement post cure

Dans les études de DC ou DOC présentées, les mesures ne sont pas réalisées au même moment : parfois tout de suite après photopolymérisation, parfois quelques heures après ou 24h après. Ceci a une influence sur les résultats obtenus, en effet, il a été montré depuis longtemps que les résines composites conventionnelles continuent leur prise dans les 24h post photopolymérisation. La réaction de polymérisation continue de se propager même après arrêt de la stimulation lumineuse (118,119).

Il en est de même pour les bulk fill : Germscheid et al. et d'autres équipes, ont montré que la dureté et le DC (Figure 21) augmentent dans les 24h post cure entre [+9.1% / +100%] pour la dureté et [+11.3% / +32%] pour le DC selon les composites et les auteurs (75,112,120–125). Concernant le SP, selon Kalliecharane et al. et Germscheid et al, il augmente dans les premières secondes lors de la stimulation lumineuse puis l'augmentation est plus faible mais se développe au moins pendant les 12 à 15h qui suivent la photopolymérisation (Figure 22) (75,87).

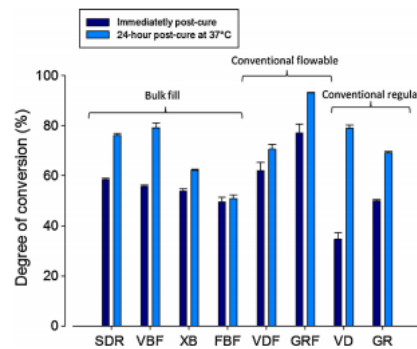


Fig. 1 - Mean degree of conversion (DC) of materials immediately post-cure and 24h post-cure at 37 °C. The bars represent the standard deviation.

Figure 21: Augmentation du DC dans les 24h post cure

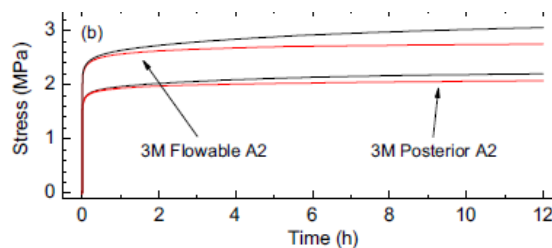


Figure 22: Développement du SP sur 12h

AlShali et al. ont émis l'hypothèse selon laquelle le développement en post cure peut être attribué au fait qu'un réseau secondaire se développe avec des liaisons moins fortes que dans le réseau principal (120,121). D'après Sideriou et al. et Dickens et al. le développement post cure dépend principalement de la flexibilité et de la viscosité du monomère afin qu'il puisse se lier à un autre dans un réseau déjà partiellement polymérisé (88,89).

Le fait que la polymérisation se prolonge sur 24h soulève cependant le problème de relargage de monomères durant cette phase. AlShali et al. et Schuster et al. ont montré que le réseau secondaire semble moins résistant aux agressions du milieu que le réseau principal ce qui peut entraîner un relargage même après 24h notamment en milieu acide ou dans l'éthanol (122,123). De plus TEGDMA, UDMA et Bis GMA sont cytotoxiques notamment sur les fibroblastes s'ils sont relargués, ce qui pourrait créer des irritations au niveau des zones profondes, juxtapulpaire (21). Cependant une étude menée par Marigo et al. sur des composites bulk fill et conventionnels fluides n'a pas montré de différence significative de cytotoxicité entre les deux types testés. (124)

Enfin lorsque les mesures ne sont pas réalisées directement après photopolymérisation les échantillons sont stockés dans des conditions variables : milieu sec/humide, température ambiante/température corporelle et ceci a une influence. En effet une température plus élevée favorise la DOC et le DC et la sorption d'eau peut influencer le SP (125,126).

5.2.5 Limites du protocole in vitro

Lors de ce travail nous avons constaté que la grande majorité des études sur les bulk fill sont des études in vitro, par conséquent les conditions ne représentent pas réellement des conditions cliniques. Ainsi quelques interrogations peuvent être soulevées.

Dans la plupart des études, la lampe à photopolymériser est mise directement au contact du matériau, ce qui est rarement possible cliniquement. Ilie et al. ont montré que l'irradiance diminue significativement avec la distance lampe-matériau (*Figure 23*) et que cela diminue la DOC et le DC. (45). De plus, Hamlin et al. ont montré que la lumière émise par la lampe est fortement atténuée si elle doit traverser des tissus dentaires et que l'on peut avoir des zones avec une DOC très inférieure à 4mm (entre 3 et 1.5mm) si du tissu dentaire est traversé avant le composite (127).

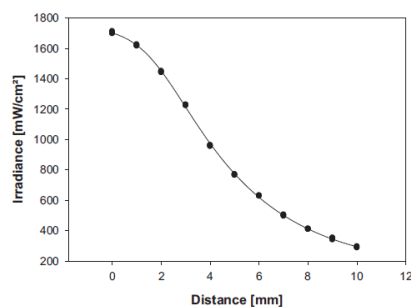


Figure 23: Variations de l'irradiance en fonction de l'éloignement de la lampe

Dans les études in vitro une valeur est rarement mesurée : l'élévation thermique lors de la prise du composite, or depuis l'étude de Zach et Cohen on sait qu'une augmentation de température peut entraîner des dommages pulpaire dès +5,5° (128). Kim et al. ont étudié l'élévation thermique lors de la photopolymérisation d'un bulk fill avec une lampe LED et ont enregistré un élévation thermique allant jusqu'à +16°C (*Figure 24*) (129). Ces observations sont en adéquation avec d'autres travaux (104,130).

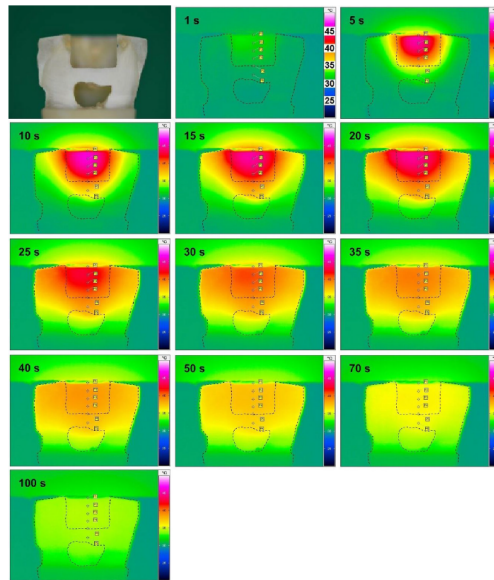


Figure 24: Thermogramme d'une restauration avec Filtek bulk fill et lampe LED monochromatique 1000mW/cm²

5.3 Perspectives

5.3.1 Au niveau expérimental : limiter les biais

Ce travail permet de mettre en exergue l'absence de standardisation lorsqu'il s'agit d'évaluer des composite bulk fill sur les paramètres DOC, DC et SP. Ainsi il semble essentiel que de nouveaux protocoles soient développés afin d'obtenir des résultats comparables d'une étude à l'autre et pouvoir tirer des conclusions plus générales sur ce type de matériaux.

Quelques pistes de réflexions concernant les protocoles sont proposées ci-dessous :

- Développer des modèles in vitro reproduisant l'anatomie dentaire et les propriétés des tissus amélaire et dentinaire
- Créer des cavités standardisées par usinage avec des localisations et configurations proche de la clinique
- Déterminer le temps de la mesure et les méthodes de mesures adaptées au bulk fill
- Utiliser des lampes LED standardisées avec une distance lampe-matériau fixe

Ces développements doivent être possibles grâce au développement du numérique et de l'ingénierie tissulaire. On peut penser qu'un jour de véritables modèles dentaires mimétiques en matériaux de synthèse seront disponibles, voir même des modèles biologiques standardisés composés d'émail et de dentine.

5.3.2 Utilisation clinique

Comme mentionné plus haut, les résultats présentés mettent en évidence une dispersion importante pour les trois paramètres étudiés. Les coefficients de variations sont de l'ordre de 16% pour la DOC (avec un maximum à 28%), de 27% pour le DC (maximum de 37%) et de 28% pour le SP (maximum à plus de 60%), et ce, même pour les composites qui bénéficient du plus grand nombre de données d'étude. On observe également que les valeurs pour un composite donné se répartissent de manière aléatoire dans l'intervalle des résultats, avec notamment une absence de densité autour de la moyenne. Enfin, le nombre d'études par composite et par paramètre reste limité en général, voire faible dans certains cas (*Tableau 15*).

	SDR	Tetric Evo-Ceram Bulk Fill	Sonic Fill	Filtek Bulk Fill Flow	Venus Bulk Fill	Filtek Bulk Fill	X-tra base	Tetric N-Ceram Bulk Fill	X-tra Fill	Beautifil Bulk	Beautifil Bulk Flow	EverX	QuiX Fill
DOC	15	22	13	5	7	7	8	3	2	5	5	4	0
DC	17	14	10	4	9	6	10	1	9	2	2	3	5
SP	30	17	11	17	10	11	6	13	4	5	4	4	0
Total	62	53	34	26	26	24	24	17	15	12	11	11	5

Tableau 15: Nombre de résultats relevés par composites, par ordre croissant. N total = 320 (en vert : n supérieur ou égal à 15/ en rouge : n inférieur ou égal à 5)

Il est donc difficile d'évaluer dans quelle mesure les résultats collectés sont réellement significatifs ou de tirer des conclusions définitives quant aux performances des composites dans les trois axes d'étude. Pour y parvenir, il sera nécessaire de poursuivre les travaux de recherche sur ce sujet en s'attachant à standardiser les protocoles et à s'affranchir au maximum des biais d'analyse évoqués plus haut.

Il est toutefois possible de dégager de l'analyse quelques tendances, c'est l'objet des deux paragraphes suivants.

5.3.2.1 Composites fluides VS composites condensables

Les formes fluides et condensables se différencient principalement par leur teneur en charges : les formes fluides sont destinées à être coiffées par un composite de restauration conventionnel et sont généralement moins chargées et plus transparentes. Au contraire, les formes condensables sont placées en une fois et sont plus chargées et plus opaques pour satisfaire également des propriétés mécaniques et esthétiques (Tableau 1).

D'après ce que nous avons vu dans les paragraphes précédents, on s'attend à ce que les matériaux fluides aient de meilleures performances sur la DOC et le DC mais que les condensables aient un SP plus faible. C'est en effet une tendance que les résultats semblent suggérer.

En effet dans le cas de la DOC et du DC, les mesures effectuées sur les composites fluides sont en moyenne légèrement supérieures (autour de 10%), sans toutefois que l'écart soit suffisant pour tirer une conclusion claire en regard de la variabilité des résultats. Il y a également une certaine disparité puisque nous trouvons, dans les deux familles, des composites qui ne passent par le critère d'évaluation de 55% de DC ou celui de 4mm de DOC.

À l'inverse, les formes condensables présentent toutes un SP plus faible que les formes fluides. L'écart de plus de 50% en moyenne est d'ailleurs notable, même au regard des coefficients de variations de l'ordre de 30%. La plupart des auteurs s'accordent pour dire que les composite bulk fill développent un stress comparable voire inférieur à celui développé par des composites microhybrides conventionnels. (38,67,69,70,76–78,80–82,84,86,87). Certains auteurs montrent des résultats moins encourageants principalement concernant des bulk fill sous forme fluides (35,43,79).

Ces éléments vont dans le sens d'une utilisation clinique différenciée de chaque famille de matériau :

- Les formes fluides atteignent des valeurs de DC, DOC et SP élevés : ainsi leur indication correspond à des cavités profondes avec des parois résiduelles épaisses, en tant que substitut dentinaire.

- Les formes condensables atteignent des valeurs de DC, DOC et SP faibles : ainsi leur indication est le placement en un seul apport dans le cas de cavités peu profondes, en tant que composite de restauration.

Notons que ces indications doivent être confirmées par des études sur les propriétés mécaniques et l'étanchéité des joints de collage des composites bulk fill, qui ne font pas l'objet de ce travail.

5.3.2.2 Quels matériaux ?

Si l'on considère chaque paramètre individuellement, les matériaux testés répondent globalement aux standards. En revanche, peu de matériaux répondent à l'ensemble des critères étudiés (Tableau 16).

	Beauti- fil Bulk Flow	Filtek Bulk Fill Flow	SDR	Venus Bulk Fill	X-tra base	Beau- tifil Bulk	Filtek Bulk Fill	QuiX Fill	Tetric NCe- ram Bulk Fill	Tetric Evo- Ceram Bulk Fill	X-tra Fill	Sonic Fill	EverX
DOC	3,6	4,1	4,3	4,4	5,5	3,4	4,2	-	2,9	4,2	4,0	3,8	3,8
DC	55,4	56,9	58,0	70,5	50,3	43,0	51,2	61,6	55,5	52,4	57,0	58,1	64,3
SP	2,8	3,2	2,7	3,4	3,0	2,3	1,8	-	1,7	2,3	1,5	1,9	2,5

Tableau 16: Critères de DOC, DC et SP en fonction des composites testés (en vert = correspond au standard/ en rouge = ne correspond pas au standard / troisième ligne : dégradé du vert vers le rouge de SP croissant)

D'après ce tableau, le composite X-Tra fill® (Voco) semble répondre le mieux aux critères de DOC, DC et SP mais n'est que peu étudié dans la littérature : nous n'avons relevé que 15 résultats au total, et seulement 2 concernant la DOC. Les résultats observés ne sont donc pas très concluants et nécessiteraient d'autres études pour être confirmés.

Les deux composites les plus étudiés sont SDR® (Dentsply) et Tertric Evoceram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent) (Tableau 15). Le Tertric Evoceram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent) présente une DOC satisfaisante et un SP faible, néanmoins son DC moyen est inférieur à 55%. Le SDR® (Dentsply) satisfait quant-à-lui les trois critères étudiés : DOC supérieure ou égale à 4mm, DC supérieur ou égal à 55% et SP faible pour une forme fluide.

5.3.2.3 Etude clinique

Une étude clinique menée sur 5 ans par Van Dijken et Pallesen sur 86 patients, 200 cavités de classe I et II. 100 ont été restaurées avec un composite microhybride classique et 100 avec un bulk fill (SDR®+composite classique). Cette étude a montré un taux de succès comparable entre les deux méthodes. Les échecs concernaient uniquement les restaurations de classe II, pour cause de fracture ou reprise de carie (131). Bien que les résultats soient encourageants, on manque actuellement d'études cliniques à long terme et sur de larges échantillons.

Conclusion

Les composites bulkfill entrent de plus en plus dans la pratique de l'omnipraticien et offrent de nouvelles perspectives dans les restaurations coronaires directes. Cette revue commentée de la littérature met en lumière que : conformément aux promesses des fabricants, la majorité des composites bulk fill testés peuvent atteindre une profondeur de polymérisation moyenne de 4mm ; Les formes fluides ont un meilleur degré de conversion moyen que les formes condensables ; Les

formes condensables présentent moins de stress de polymérisation que les fluides. Cependant peu de matériaux testés atteignent des résultats satisfaisants sur les trois paramètres. De plus, la variabilité des résultats inter et intra composites ainsi que la dispersion importante (coefficient de variation élevé), imposent une certaine prudence dans leur interprétation. Il semble donc nécessaire de développer des protocoles expérimentaux standardisés spécifiques à l'étude des bulk fill pour limiter ces biais et rendre les analyses et leurs interprétations plus reproductibles. Dans la continuité du travail présenté, il serait pertinent de mener une étude comparant les bulk fill aux composites microhybrides afin de mettre en avant les avantages comparatifs de ces deux types de matériaux.

Bibliographie

1. Règlement (UE) 2017/852 du Parlement européen et du Conseil du 17 mai 2017 relatif au mercure et abrogeant le règlement (CE) n° 1102/2008 (Texte présentant de l'intérêt pour l'EEE.) [Internet]. OJ L, 32017R0852 mai 24, 2017. Disponible sur: <http://data.europa.eu/eli/reg/2017/852/oj/fra>
2. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. Encycl Méd Chir Elsevier SAS. 23 déc 2016;Odontologie.
3. Raskin A, Salomon J, SABBAGH J. Les résines composites Classification/Evolution. Réal Clin. 2006;
4. Pfeifer CS. Polymer-Based Direct Filling Materials. Dent Clin North Am. 1 oct 2017;61(4):733-50.
5. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. Dent Mater. 1 janv 2011;27(1):29-38.
6. Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. Monatshefte Für Chem Chem Mon. 1 janv 2005;136(1):21-45.
7. Sabbagh J, Hajj M, Feghali M, Mansour H. Les composites en monocouche ou bulk fill partie 1. Biomateriaux Clin. oct 2016;2.
8. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. J Am Dent Assoc. 1 oct 2011;142(10):1176-82.
9. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? Dent Mater. 1 nov 2008;24(11):1501-5.
10. Van Ende A, Mine A, De Munck J, Poitevin A, Van Meerbeek B. Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. J Dent. 1 avr 2012;40(4):295-303.
11. Wieczkowski G, Joynt RB, Klockowski R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. J Prosthet Dent. 1 sept 1988;60(3):283-7.
12. Sabbagh J, Fahad JC, Hajj M, Nahas P. Les composites en monocouche ou bulk fill partie 2. Biomateriaux Clin. mars 2017;2.
13. Durán Ojeda G, Henríquez Gutiérrez I, Tisi JP, Báez Rosales A. A Novel Technique for Bulk-Fill Resin-Based Restorations: Achieving Function and Esthetics in Posterior Teeth. Case Rep Dent. 26 nov 2017;1-5.
14. Hirata R, Kabbach W, de Andrade OS, Bonfante EA, Giannini M, Coelho PG. Bulk Fill Composites: An Anatomic Sculpting Technique. J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al. déc 2015;27(6):335-43.

15. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95-109.
16. Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. *J Dent Res.* nov 2008;87(11):1043-7.
17. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* nov 2014;18(8):1991-2000.
18. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive Index Mismatch and Monomer Reactivity Influence Composite Curing Depth. *J Dent Res.* janv 2008;87(1):84-8.
19. Moszner N, Burtscher, Voge. REPORT Research and Development, Ivocerin a milestone in composite technology. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan / Liechtenstein;
20. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater.* avr 2013;29(4):493.
21. Walters NJ, Xia W, Salih V, Ashley PF, Young AM. Poly(propylene glycol) and uréthane dimethacrylates improve conversion of dental composites and reveal complexity of cytocompatibility testing. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2016;32(2):264-77.
22. Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 1 juin 2018;82:268-81.
23. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dent Mater.* 1 juin 2015;31(6):711-20.
24. Documentation 3M ESPE.
25. Documentation Dentsply.
26. Documentation Heraeus Kulzer.
27. Documentation Ivoclar.
28. Documentation Shofu.
29. Documentation Tokuyama.
30. Documentation Voco.
31. Documentation Kerr.
32. Documentation GC.
33. DeWALD JP, Ferracane JL. A Comparison of Four Modes of Evaluating Depth of Cure of Light-activated Composites. *J Dent Res.* mars 1987;66(3):727-30.

34. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, Ilie N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dent Mater.* 1 nov 2017;33(11):1171-91.
35. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* avr 2015;40(2):190-200.
36. Miletic V, Pongprueksa P, Munck J, Brooks N, Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* mai 2017;21(4):1201-12.
37. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* août 2014;39(4):441-8.
38. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dent Mater J.* 2016;35(3):418-24.
39. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill giomers and resin composites. *Dent Mater J.* 31 mars 2017;36(2):205-13.
40. Yap AUJ, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J.* 2016;35(3):503-10.
41. Yokesh CA, Hemalatha P, Muthalagu M, Justin MR. Comparative Evaluation of the Depth of Cure and Degree of Conversion of Two Bulk Fill Flowable Composites. *J Clin Diagn Res JCDR.* août 2017;11(8):ZC86-9.
42. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr 2014;30(2):149-54.
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. *Oper Dent.* avr 2015;40(2):172-80.
44. Ilie N, Fleming GJP. In vitro comparison of polymerisation kinetics and the micro-mechanical properties of low and high viscosity giomers and RBC materials. *J Dent.* juill 2015;43(7):814-22.
45. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Ilie.* août 2013;41(8):695-702.
46. Ilie N, Luca BI. Efficacy of Modern Light Curing Units in Polymerizing Peripheral Zones in Simulated Large Bulk-fill Resin-composite Fillings. *Oper Dent.* août 2018;43(4):416-25.
47. Moharam L-M, El-Hoshy A-Z, Abou-Elenein K. The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. *J Clin Exp Dent.* févr 2017;9(2):e266-71.

48. 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.
49. ALShaafi MM, Haenel T, Sullivan B, Labrie D, Alqahtani MQ, Price RB. Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *J Dent*. févr 2016;45:14-8.
50. Rodriguez A, Yaman P, Dennison J, Garcia D. Effect of Light-Curing Exposure Time, Shade, and Thickness on the Depth of Cure of Bulk Fill Composites. *Oper Dent*. oct 2017;42(5):505-13.
51. Do T, Church B, Veríssimo C, Hackmyer SP, Tantbirojn D, Simon JF, et al. Cuspal flexure, depth-of-cure, and bond integrity of bulk-fill composites. *Pediatr Dent*. déc 2014;36(7):468-73.
52. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and Marginal Breakdown of Composites with Various Degrees of Cure. *J Dent Res*. 1 août 1997;76(8):1508-16.
53. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of Parameters used to Estimate Monomer Conversion in a Light-cured Composite. *J Dent Res*. juin 1988;67(6):932-7.
54. Rueggeberg FA, Hashinger DT, Fairhurst CW. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. *Dent Mater*. 1 oct 1990;6(4):241-9.
55. Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, de AraÚjo EB, Yukimitu K, Moraes JCS. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*. avr 2008;16(2):145-9.
56. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*. 1 janv 2001;17(1):71-9.
57. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(5):675-81.
58. Merad L. Etude par Spectroscopie Raman et Modélisation d'une Resine Composite RTM. :137.
59. Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J*. 1 juin 2015;12(2):71-80.
60. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. janv 2013;17(1):227-35.
61. Gonçalves F, Campos LM de P, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, et al. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res*. 8 mars 2018;32:e17.
62. Habib ANA, Waly GH. The degree of conversion and class II cavity microleakage of different bulk fill composites placed with different restorative techniques. *Future Dent J [Internet]*. 12 juin 2018; Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2314718018300314>

63. Ilie N, Durner J. Polymerization kinetic calculations in dental composites: a method comparison analysis. *Clin Oral Investig.* juill 2014;18(6):1587-96.
64. Papadogiannis D, Tolidis K, Gerasimou P, Lakes R, Papadogiannis Y. Viscoelastic properties, creep behavior and degree of conversion of bulk fill composite resins. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* déc 2015;31(12):1533-41.
65. Pişkin MB, Atalı PY, Figen AK. Thermal, spectral, and surface properties of LED light-polymerized bulk fill resin composites. *Biomed Tech (Berl).* févr 2015;60(1):65-75.
66. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* mai 2015;19(4):831-40.
67. Tauböck TT, Jäger F, Attin T. Polymerization shrinkage and shrinkage force kinetics of high- and low-viscosity dimethacrylate- and ormocer-based bulk-fill resin composites. *Odontology.* 13 juin 2018;
68. Tekin TH, Kantürk Figen A, Yılmaz Atalı P, Coşkuner Filiz B, Pişkin MB. Full in-vitro analyses of new-generation bulk fill dental composites cured by halogen light. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 1 août 2017;77:436-45.
69. Yu P, Yap AUJ, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 1 févr 2017;42(1):82-9.
70. 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 Off Publ Acad Dent Mater.* mars 2015;31(3):293-301.
71. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* août 2014;42(8):993-1000.
72. 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.
73. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Sever EK, Marovic D, Tarle Z. Real-time Light Transmittance Monitoring for Determining Polymerization Completeness of Conventional and Bulk Fill Dental Composites. *Oper Dent.* févr 2018;43(1):E19-31.
74. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* août 2016;32(8):998-1006.
75. Germscheid W, de Gorre LG, Sullivan B, O'Neill C, Price RB, Labrie D. Post-curing in dental resin-based composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2018;34(9):1367-77.
76. Jung JH, Park SH. Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent.* août 2017;42(4):375-86.

77. Kim Y-J, Kim R, Ferracane JL, Lee I-B. Influence of the Compliance and Layering Method on the Wall Deflection of Simulated Cavities in Bulk-fill Composite Restoration. *Oper Dent*. déc 2016;41(6):e183-94.
78. Maseki T, Maeno M, Ogawa S, Nara Y. Influence of light-irradiation on polymerization shrinkage of recent bulk-fill composites. *Dent Mater*. 2 oct 2015;31:e20-e20.
79. Shibasaki S, Takamizawa T, Nojiri K, Imai A, Tsujimoto A, Endo H, et al. Polymerization Behavior and Mechanical Properties of High-Viscosity Bulk Fill and Low Shrinkage Resin Composites. *Oper Dent*. 4 oct 2017;
80. Algamaiah H, Sampaio CS, Rigo LC, Janal MN, Giannini M, Bonfante EA, et al. Microcomputed Tomography Evaluation of Volumetric Shrinkage of Bulk-Fill Composites in Class II Cavities. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. avr 2017;29(2):118-27.
81. Rizzante FAP, Duque JA, Maenosono RM, Mondelli RFL, Borges AFS, Furuse AY, et al. Polymerization properties assessment of bulk fill resin composites. *Dent Mater*. 1 janv 2016;32(Supplement 1):e48.
82. Sampaio CS, Chiu K-J, Farrokhmanesh E, Janal M, Puppin-Rontani RM, Giannini M, et al. Microcomputed Tomography Evaluation of Polymerization Shrinkage of Class I Flowable Resin Composite Restorations. *Oper Dent*. févr 2017;42(1):E16-23.
83. McHugh LEJ, Politi I, Al-Fodeh RS, Fleming GJP. Implications of resin-based composite (RBC) restoration on cuspal deflection and microleakage score in molar teeth: Placement protocol and restorative material. *Dent Mater*. 1 sept 2017;33(9):e329-35.
84. Tsujimoto A, Nagura Y, Barkmeier WW, Watanabe H, Johnson WW, Takamizawa T, et al. Simulated cuspal deflection and flexural properties of high viscosity bulk-fill and conventional resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1 nov 2018;87:111-8.
85. Vinagre A, Ramos J, Alves S, Messias A, Alberto N, Nogueira R. Cuspal Displacement Induced by Bulk Fill Resin Composite Polymerization: Biomechanical Evaluation Using Fiber Bragg Grating Sensors. *Int J Biomater*. 2016;2016:7134283.
86. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*. août 2014;39(4):374-82.
87. Kalliecharan D, Germscheid W, Price RB, Stansbury J, Labrie D. Shrinkage stress kinetics of Bulk Fill resin-based composites at tooth temperature and long time. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. nov 2016;32(11):1322-31.
88. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. avr 2002;23(8):1819-29.
89. Dickens SH, Stansbury JW, Choi KM, Floyd CJE. Photopolymerization Kinetics of Methacrylate Dental Resins. *Macromolecules*. août 2003;36(16):6043-53.

90. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J.* oct 2012;23(5):508-14.
91. Tanimoto Y, Hayakawa T, Nemoto K. Analysis of photopolymerization behavior of UDMA/TEGDMA resin mixture and its composite by differential scanning calorimetry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 15 févr 2005;72(2):310-5.
92. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* janv 1986;20(1):121-31.
93. Fonseca ASQS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PPAC, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater.* 1 avr 2017;33(4):394-401.
94. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater.* 1 nov 2009;25(11):1411-8.
95. Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Contraction stress related to composite inorganic content. *Dent Mater.* 1 juill 2010;26(7):704-9.
96. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* sept 2006;7(4).
97. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater.* 1 oct 2005;21(10):962-70.
98. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J.* 1 avr 2017;29(2):48-58.
99. Palin WM, Leprince JG, Hadis MA. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mai 2018;34(5):695-710.
100. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu T-MG, Katsilieri I. Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Oper Dent.* 1 juill 2008;33(4):408-12.
101. Erickson RL, Barkmeier WW. Curing characteristics of a composite. Part 2: The effect of curing configuration on depth and distribution of cure. *Dent Mater.* juin 2014;30(6):e134-45.
102. 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? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* mai 2012;Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials(5):521-8.

103. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater.* 1 mai 2012;28(5):512-20.
104. Guo Y, Landis FA, Wang Z, Bai D, Jiang L, Chiang MYM. Polymerization stress evolution of a bulk-fill flowable composite under different compliances. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* avr 2016;32(4):578-86.
105. AlShaafi MM, AlQussier A, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of Mold Type and Diameter on the Depth of Cure of Three Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 23 mars 2018;
106. Price RB, Rueggeberg FA, Harlow J, Sullivan B. Effect of mold type, diameter, and uncured composite removal method on depth of cure. *Clin Oral Investig.* sept 2016;20(7):1699-707.
107. Issa Y, Watts DC, Boyd D, Price RB. Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 1 avr 2016;32(4):535-50.
108. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dent Mater.* 1 août 2018;34(8):1211-21.
109. Ilie N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clin Oral Investig.* 18 mai 2018;
110. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *Am J Dent.* déc 2015;28(6):357-61.
111. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, Labrie D, AlShaafi MM, Price RB. Effect of High Irradiance on Depth of Cure of a Conventional and a Bulk Fill Resin-based Composite. *Oper Dent.* déc 2015;40(6):662-72.
112. Jain L, Mehta D, Meena N, Gupta R. Influence of Light Energy Density, Composite Type, Composite Thickness, and Postcuring Phase on Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Contemp Clin Dent.* juin 2018;9(Suppl 1):S147-52.
113. Daugherty MO, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 27 juin 2018;
114. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* août 2014;42(8):977-85.
115. Ilie N, Stark K. Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* mars 2015;19(2):271-9.
116. Rocha MG, de Oliveira DCRS, Correa IC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M a. C, Ferracane JL, et al. Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites. *Oper Dent.* 7 août 2017;42(4):418-27.

117. Harlow JE, Rueggeberg FA, Labrie D, Sullivan B, Price RB. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. *J Dent.* 1 oct 2016;53(Supplement C):44-50.
118. Watts DC, Amer OM, Combe EC. Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater.* 1 oct 1987;3(5):265-9.
119. Hansen EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Eur J Oral Sci.* 1983;91(5):406-10.
120. 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.
121. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* sept 2013;29(9):e213-217.
122. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. *Dent Mater.* 1 déc 2015;31(12):1587-98.
123. Schuster L, Reichl F-X, Rothmund L, He X, Yang Y, Van Landuyt KL, et al. Effect of Opalescence® bleaching gels on the elution of bulk-fill composite components. *Dent Mater.* 1 févr 2016;32(2):127-35.
124. Marigo L, Spagnuolo G, Malara F, Martorana GE, Cordaro M, Lupi A, et al. Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable bulk-fill and three conventional flowable resin-composites. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* déc 2015;19(23):4469-80.
125. 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.
126. Bociong K, Szczesio A, Sokolowski K, Domarecka M, Sokolowski J, Krasowski M, et al. The Influence of Water Sorption of Dental Light-Cured Composites on Shrinkage Stress. *Mater Basel Switz.* 28 sept 2017;10(10).
127. Hamlin NJ, Bailey C, Motyka NC, Vandewalle KS. Effect of Tooth-structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure. *Oper Dent.* avr 2016;41(2):200-7.
128. Zach L, Cohen G. PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* avr 1965;19:515-30.
129. Kim M-J, Kim RJ-Y, Ferracane J, Lee I-B. Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. *Dent Mater.* 1 oct 2017;33(10):e373-83.
130. Genet M, Randolph L, Leloup G, Leprince JG. Pulp-chamber temperature rise during polymerization of commercial and experimental composites. *Dent Mater.* 1 janv 2013;29:e41.
131. van Dijken JWV, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent.* 1 août 2016;51(Supplement C):29-35.

Vu, Le Président du Jury,
Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,
Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,
Date, Signature :

BALEIX Aurélie,	Le 04/07/2019
Thèse pour l'obtention du DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE 2019 -n°53	
Discipline : Odontologie Conservatrice	
Titre : Les caractéristiques des composites bulk fill : Une revue systématique de la littérature.	
Résumé :	
<p>Objectifs : L'objectif principal de cette revue de littérature est d'étudier, les paramètres suivants : profondeur de polymérisation (DOC), degré de conversion (DC) et stress de polymérisation (SP) des composites bulk fill dans des cas de restauration coronaires. L'objectif secondaire est d'émettre des pistes de réflexion sur le fait d'utiliser les résines bulk fill dans la pratique quotidienne.</p> <p>Matériels et méthodes : Recherche bibliographique menée sur PubMed, EBSCO et ScienceDirecte, 80 articles ont été inclus. L'arrêt des recherches a été fixé au 07/08/18.</p> <p>Résultats : Conformément aux promesses des fabricants, la majorité des composites bulk fill testés peuvent atteindre une profondeur de polymérisation moyenne de 4mm. Les formes fluides ont un meilleur degré de conversion moyen que les formes condensables. Les formes condensables présentent moins de stress de polymérisation que les fluides.</p> <p>Conclusion : La variabilité des résultats inter et intra composites ainsi que la dispersion importante (coefficient de variation élevé), imposent une certaine prudence dans l'interprétation. Il semble donc nécessaire de développer des protocoles expérimentaux standardisés spécifiques à l'étude des bulk fill pour limiter ces biais.</p>	
Mots clés: Odontologie restauratrice / Biomatériaux dentaires / Composite bulk fill / Profondeur de polymérisation / Degrés de conversion / Stress de polymérisation	
Title : Properties of bulk fill composites : A Review of the Current Literature	
Abstract :	
<p>Objectives : The main purpose of this review is to study the following parameters : depth of cure (DOC), degree of conversion (DC) and polymerization shrinkage, of bulk fill resin-based composites in the context of coronary restorations. In a second time, it also addresses the question of the use of these bulk fill composite in the daily practice.</p> <p>Materials and Methods: The literature review is based on the PubMed, ScienceDirect and EBSCO databases. It includes 80 articles up to 07/08/18.</p> <p>Results: As claimed by composites manufacturers, most of the bulk fill resin tested sustained a depth of cure of 4mm. Flowable composites reach a better degree of conversion than the packable composites. On the other hand packable forms show less polymerization shrinkage than the flowable forms.</p> <p>Conclusion: The variation of the results - both between composites and across different studies for a single composite - as well as their dispersion (high relative standard deviation) demand to be cautious in our interpretation. Before drawing further conclusions, it is therefore necessary to design specific standardized protocols for the study of bulk fill composites.</p>	
Keywords: Dental restoration / Dental materials / Bulk Fill composite / Depth of cure / Degree of conversion / Polymérisation shrinkage	
Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé UFR des Sciences Odontologiques 146 rue Leo Saignat CS 61292 33076 Bordeaux cedex	