

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2023

N° 27

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 26 mai 2023

par

FORESTI Gaëtan

né le 04 novembre 1998 à STRASBOURG

**INFLUENCE DE LA METHODE DE STRATIFICATION DE
COMPOSITE SUR LA COHESION AU SEIN DU MATERIAU :
ETUDE EN MICROTOMODENSITOMETRIE**

Président : Professeur Youssef HAIKEL

Asseseurs : Docteur Youri ARNTZ
Docteur François REITZER
Docteur Prescillia PEGE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE DE STRASBOURG

Doyen : Professeur Florent MEYER

Doyens honoraires : Professeur Maurice LEIZE
Professeur Youssef HAIKEL
Professeur Corinne TADDEI-GROSS

Professeurs émérites : Professeur Henri TENENBAUM
Professeur Anne-Marie MUSSET

Responsable des Services Administratifs : Mme Marie-Renée MASSON

Professeurs des Universités

Vincent BALL	Ingénierie Chimique, Energétique - Génie des Procédés
Agnès BLOCH-ZUPAN	Sciences Biologiques
François CLAUSS	Odontologie Pédiatrique
Jean-Luc DAVIDEAU	Parodontologie
Youssef HAÏKEL	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier HUCK	Parodontologie
Sophie JUNG	Sciences Biologiques
Marie-Cécile MANIERE	Odontologie Pédiatrique
Florent MEYER	Sciences Biologiques
Maryline MINOUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Damien OFFNER	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Corinne TADDEI-GROSS	Prothèses
Béatrice WALTER	Prothèses
Matthieu SCHMITTBUHL	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique - Radiologie

Délégation (Juin 2024)

Maîtres de Conférences

Youri ARNTZ	Biophysique moléculaire
Sophie BAHY-GROSS	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Yves BOLENDER	Orthopédie Dento-Faciale
Fabien BORNERT	Chirurgie Buccale - Pathologie et Thérapeutique - Anesthésiologie et Réanimation
Claire EHLINGER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Olivier ETIENNE	Prothèses
Gabriel FERNANDEZ DE GRADO	Prévention - Epidémiologie - Economie de la Santé - Odontologie Légale
Florence FIORETTI	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine-Isabelle GROS	Sciences Anatomiques et Physiologiques - Biophysique - Radiologie
Nadia LADHARI	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques - Biomatériaux - Biophysique
<i>Disponibilité (Déc. 2022)</i>	
Davide MANCINO	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Catherine PETIT	Parodontologie
François REITZER	Odontologie Conservatrice - Endodontie
Martine SOELL	Parodontologie
Marion STRUB	Odontologie Pédiatrique
Xavier VAN BELLINGHEN	Prothèses
Delphine WAGNER	Orthopédie Dento-Faciale
Etienne WALTMANN	Prothèses

A NOTRE PRESIDENT DU JURY

Professeur **Youssef HAIKEL**,

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier,
Doyen honoraire de la faculté de chirurgie dentaire de Strasbourg

Responsable de l'unité fonctionnelle Section Dentisterie Restauratrice – Endodontie,
Pôle de Médecine et de Chirurgie Bucco-Dentaire, Hôpitaux Universitaires de
Strasbourg

Responsable du département Dentisterie Restauratrice - Endodontie, Faculté de
Chirurgie Dentaire de Strasbourg

Vous nous avez fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Votre engagement sans faille pour notre Faculté, votre passion pour la transmission
de vos savoirs et votre rôle dans un apprentissage de qualité font de vous un exemple
à suivre, comme un écho cela a fait naître en moi la volonté de m'impliquer dans la
formation future des étudiants.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude, qu'il me soit permis de vous présenter
mes sentiments les plus respectueux.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE

Docteur **François REITZER**,

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier (MCU-PH)

Section Dentisterie Restauratrice – Endodontie - Faculté de Chirurgie Dentaire de
Strasbourg

Vous nous avez fait le grand honneur d'accepter de diriger cette thèse.

J'ai eu le réel privilège au cours de mon cursus universitaire, comme tout au long de ce travail, d'avoir pu bénéficier de votre expertise mais surtout de votre sens si aigu du partage.

Votre volonté d'une dentisterie conservatrice et innovante à poser pour moi les jalons de mon futur exercice.

Je tiens à vous remercier tout particulièrement pour votre compagnonnage professionnel et votre curiosité si contagieuse. Vos conseils, emprunts de bienveillance, m'ont permis de grandir et d'apprendre dans un cadre exceptionnel.

Veillez trouver ici le témoignage de mon attachement et le gage de mon admiration pour mon maître à penser en dentisterie adhésive.

A NOTRE JUGE

Docteur **Youri ARNTZ**,

Maître de Conférences des Universités,

Laboratoire INSERM UMR-S 1121 biomatériaux et bio-ingénierie

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury.

Veillez trouver ici l'expression de mes remerciements et de mon profond respect.

A NOTRE JUGE,

Docteur **Prescillia PEGE**,

Chef de clinique des universités - Assistante des Hôpitaux

Section Dentisterie Restauratrice – Endodontie

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury.

Je vous remercie pour l'aide apportée, une aide tant morale que matérielle, qui m'a été indispensable pour mener à bien ce travail.

Votre accompagnement, votre rigueur dans les protocoles cliniques, vos propos toujours aiguisés et pourtant tellement sympathiques sont autant de bons souvenirs qui ont participé à mon enseignement.

Je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

REMERCIEMENTS

A mes parents, Anne et Christophe si je suis là aujourd'hui c'est grâce à vous mais aussi pour vous. Vous qui m'avez toujours soutenu et aidés, vous qui n'avez jamais cessé de me donner du temps et de l'amour, je ne pourrais jamais vous remercier assez. J'espère pouvoir vous donner autant de bonheur que celui que j'ai reçu. Merci

A mes frères et sœur, Romain, Hugo et Manon, pour vos encouragements et vos conseils, pour tout ce que nous avons partagé, que nous partageons aujourd'hui et que nous continuerons à partager, je vous aime.

A Johanna, ma chérie, mon amour, ma babouchka, merci pour ces années passées avec toi car elles ont été le pilier de ma bonne humeur quotidienne et de mon envie d'aller toujours plus loin. 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 et j'espère que la suite de notre chemin sera tout aussi incroyable. Je profite une nouvelle fois pour te dire que JE T'AIME.

A mes grands-parents, merci d'avoir été présents dans tous ces beaux moments et plus particulièrement, merci à Eugène, je sais que, de là où tu es, tu dois être fier qu'une troisième génération de dentistes prenne la relève, comme il est agréable de suivre tes pas.

A ma famille, cousins, cousines, oncles, tantes, marraine et parrain, merci d'avoir été présents et de m'avoir toujours poussé vers le meilleur.

A mes amis du lycée, merci pour votre soutien indéfectible et ce dès les premiers jours de notre rencontre et pour toutes les belles aventures qu'ils nous restent à définir.

A mes amis 6 roses, merci pour votre amitié sincère et pour tous les moments inoubliables que nous avons partagé durant ces années d'études et de débauches.

A mes amis du Service de Santé Beauf, merci d'avoir rendu ces années immémorables, que dure à jamais les glacières d'anniversaires et la franche camaraderie qui nous unit.

A l'albinos et l'alcoolique, que d'aventures partagées, merci d'avoir été à mes côtés et vivement les prochaines.

A mes amis de promo, ils seront se reconnaître, merci pour votre confiance et les liens que nous avons su créer.

Au Docteur Charles TOLEDANO, merci pour votre soutien et vos conseils précieux.

Aux membres de l'équipe MIM de l'ICS, pour votre accueil et votre bienveillance ; merci à Monsieur Christian Gauthier sans qui ce travail n'aurait pas été possible, merci à Monsieur Damien Favier et à Madame Marina Pecora pour vos conseils et votre aide. Mes remerciements vont particulièrement à Monsieur Antoine Egele pour tout ce temps passé à chercher et parfois à trouver des solutions.

Enfin et surtout merci à tous mes maîtres à penser ...

UNIVERSITE DE STRASBOURG

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2023

N° 27

THESE

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire
le 26 mai 2023

par

FORESTI Gaëtan

né le 04 novembre 1998 à STRASBOURG

**INFLUENCE DE LA METHODE DE STRATIFICATION DE
COMPOSITE SUR LA COHESION AU SEIN DU MATERIAU :
ETUDE EN MICROTOMODENSITOMETRIE**

Président : Professeur Youssef HAIKEL

Asseseurs : Docteur Youri ARNTZ
Docteur François REITZER
Docteur Prescillia PEGE

Table des matières :

TABLE DES MATIERES :	2
I. INTRODUCTION	8
II. LES RESINES COMPOSITES	10
1. DEFINITION	10
2. ÉVOLUTION DES RESINES COMPOSITES	11
3. COMPOSITIONS	13
3.1. <i>Phase organique</i>	13
3.2. <i>Phase inorganique</i>	16
3.3. <i>Agent de couplage et autre composant de la matrice résineuse</i>	17
3.4. <i>Réaction de polymérisation</i>	18
4. DIFFERENTES CLASSIFICATIONS DES RESINES COMPOSITES	21
4.1. <i>En fonction de la viscosité</i>	22
4.2. <i>En fonction de la taille des charges</i>	23
4.3. <i>En fonction de leurs indications cliniques</i>	24
4.4. <i>En fonction du mode de polymérisation</i>	25
5. SYSTEME ADHESIF	26
5.1. <i>MR = mordantage-rinçage</i>	27
5.2. <i>SAM = système auto-mordant</i>	27
5.3. <i>Adhésifs universels</i>	28
6. LIQUIDE DE MODELAGE ET UTILISATION CLINIQUE.....	30
III. PROCEDURE DE REALISATION D'UN COMPOSITE POSTERIEUR	32
1. PROTOCOLE.....	32
2. APPORT DES COMPOSITES BULK-FILLS DANS LA SIMPLIFICATION DES PROCEDURES	34
IV. APPORT DE LA MICROTOMODENSITOMETRIE	38

V. ÉTUDE EXPERIMENTALE	41
1. MATERIELS ET METHODES	41
1.1. <i>Matériel</i>	41
1.1.1. Résines composites	41
1.1.2. Adhésif	43
1.1.3. Autres	43
1.1.4. Micro-tomodensitométrie.....	44
1.1.5. Outils de tribologie	45
1.2. <i>Méthodes</i>	46
1.2.1. Fabrication des échantillons.....	46
1.2.2. Acquisition et post traitement micro-CT	51
1.2.3. Tests tribologiques	54
1.2.4. Analyse statistique	55
2. RESULTATS.....	56
3. DISCUSSION.....	65
3.1. <i>Réalisation des échantillons</i>	70
3.2. <i>Méthodes de post-traitement et calcul du volume de porosités</i>	73
3.3. <i>Groupe III</i>	76
3.4. <i>Discussion des tests mécaniques et résultats</i>	78
VI. CONCLUSION	80
LISTES DES FIGURES	4
LISTE DES TABLEAUX	7
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	82

Listes des figures

Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite (F. Reitzer)	10
Figure 2 : Développement de matériaux des composites dentaires pour les restaurations directes. (V. Miletic)	13
Figure 3 : Diméthacrylate glycidique de bisphénol A.....	14
Figure 4 : Différents constituants des matrices résineuses (Miletic 2018)	15
Figure 5 : Morphologie des charges dans quatre composites de résine commerciaux (Randolph, 2018)	17
Figure 6 : 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane (MPTMS).....	18
Figure 7 : Schéma de la réaction de photopolymérisation (F. Reitzer).....	19
Figure 8 : Différents photosensibilisateurs sous forme de poudre et leur pic d'absorption (Report Ivoclar Vivadent, 2015 et Miletic, 2018).....	20
Figure 9 : Effets secondaires possibles du retrait de polymérisation (Chaput 2019)	21
Figure 10 : Évolution de la taille des particules et classification des composites dentaires (Miletic, 2018).....	23
Figure 11 : Pourcentage de composite sur le marché classé en fonction des charges (Raskin, 2019)	24
Figure 12 : Classification des adhésifs (iconographie personnelle)	29
Figure 13 : Modeling liquid de chez GC.....	30
Figure 14 : Valeur du facteur C en fonction de la cavité (De Gee, 2006).....	32
Figure 15 : Technique de stratification horizontale et technique du lining (Manhart, 2021)	33
Figure 16 : Stratification incrémentielle (F. Reitzer).....	34
Figure 17 : Changement dans les composites « Bulk » (Sabbagh, 2016)	37
Figure 18 : Principe du scanner à rayon X (Ghavami-Lahiji, 2021).....	38

Figure 19 : Étude des micro-fuites marginales par pénétration de colorant après section de la dent (Naury, 2015).....	40
Figure 20 : DWX-52DCI de DGSHAPE du laboratoire MetzgerDental	44
Figure 21 : μ CT de l'ICS (Cronenbourg).....	44
Figure 22 : ElectroPuls E3000 (ICS, Cronenbourg).....	45
Figure 23 : Moule en téflon séparé.....	46
Figure 24 : Schéma des différents groupes (iconographie personnelle)	47
Figure 25 : Usinage des échantillons du groupe 1.....	48
Figure 26 : Étapes de réalisation d'un échantillon du groupe 2 (iconographie personnelle)	49
Figure 27 : Échantillon du groupe 3 avec de l'adhésif (a), une strate de composite (b) et une lacune (c) (iconographie personnelle).....	50
Figure 28 : Matériels utilisés pour la confection des échantillons (iconographie personnelle)	50
Figure 29 : Logiciel de traitement VGSTUDIO MAX 2022 (iconographie personnelle)	51
Figure 30 : Application d'une région d'intérêt sur un échantillon du groupe 1 (rectangle rouge).....	52
Figure 31 : Échantillon du groupe 2 après binarisation (iconographie personnelle). 52	
Figure 32 : Détermination de surface d'un échantillon du groupe 3 (iconographie personnelle)	53
Figure 33 : Volume d'un cylindre	54
Figure 34 : Image des 4 échantillons (iconographie personnelle)	56
Figure 35 : Échantillon 2 du groupe 1 (iconographie personnelle).....	57
Figure 36 : Échantillon 4 du groupe 2 (iconographie personnelle).....	58
Figure 37 : Échantillon 28 du groupe 3 (iconographie personnelle).....	59
Figure 38 : Échantillon 2 du groupe 4 (iconographie personnelle).....	60

Figure 39 : Porosité dans les échantillons (iconographie personnelle).....	62
Figure 40 : Compule du composite Bulk (iconographie personnelle).....	71
Figure 41 : Différents niveaux de gris d'un échantillon du groupe 3	73
Figure 42 : Défaut de l'acquisition des porosités (iconographie personnelle).....	75
Figure 43 : Image des deux séries du groupe 3 (iconographie personnelle).....	77
Figure 44 : Coupe transversale d'un échantillon du groupe 3 (iconographie personnelle)	78

Liste des tableaux

Tableau 1 : Composition résine de modelage (Fiche de données de sécurité GC, 2015).....	31
Tableau 2 : Compositions 3M™ Filtek™ One Bulk Fill (« safety data sheet 2021 » de 3M)	42
Tableau 3 : Compositions 3M™ Filtek™ Z500 (« safety data sheet 2016 » de 3M)..	42
Tableau 4 : Compostion 3M™ Scotchbond™ Universal (« safety data sheet 2022 » de 3M).....	43
Tableau 5 : Temps de polymérisation indiqué par le fabricant pour le composite Z500 (3M).....	48
Tableau 6 : Temps de polymérisation indiqué par le fabricant pour le composite Bulk (3M).....	48
Tableau 7 : Pourcentage de porosités du Groupe 1 (usiné).....	57
Tableau 8 : Pourcentage de porosités du Groupe 2 (Bulk).....	58
Tableau 9 : Pourcentage de porosités du Groupe 3 (adhésif).....	59
Tableau 10 : Pourcentage de porosités du Groupe 4 (incrémentiel).....	60
Tableau 11 : Comparaison des pourcentages entre les différents groupes.....	61
Tableau 12 : Différentes valeurs de porosités en fonction du nombre de cycles	62
Tableau 13 : Volume moyen des porosités en fonction des groupes.....	63
Tableau 14 : Nombre de porosités en fonction des groupes.....	64
Tableau 15 : Moyenne du temps de réalisation des échantillons	72
Tableau 16 : Résistance à la compression des différents échantillons.....	79

I. Introduction

L'intérêt de l'usage des résines composites, présentes déjà depuis plus de 60 ans, en odontologie conservatrice n'est plus à démontrer de nos jours.

Présentant de très bonnes performances en termes d'esthétique et de propriétés mécaniques, leur composition n'a cessé d'évoluer au cours de ces dernières années. Aujourd'hui de nombreuses solutions sont disponibles pour restaurer le volume d'une dent après le traitement d'une lésion carieuse.

Et même si les avantages et les inconvénients de ces différentes techniques ont déjà bien été étudiés dans la littérature de nombreux paramètres ne sont que très peu mentionnés (cohésion interne, méthode de stratification ...).

L'apport des nouvelles méthodes d'études des matériaux non destructives, telle que la microtomodensitométrie par rayon X, permet d'entrevoir la possibilité de trouver des solutions aux différents problèmes que peuvent générer la manipulation de ces résines composites.

L'une des limites majeures de leur utilisation est la rétraction de prise lors de la polymérisation qui est en moyenne de l'ordre de 2,5%.

Cette rétraction de prise est à mettre en corrélation avec le risque d'apparition d'une carie secondaire dû à une perte d'étanchéité marginale, la survenue de sensibilité post-opératoire, une instabilité chromatique ...

La standardisation des protocoles comme l'apport par incrément oblique successif de 2mm d'épaisseur réduit ce phénomène mais ce procédé long et fastidieux est parfois modifié par les praticiens, par exemple : la mise en place d'incréments de plus de 2 mm, une polymérisation insuffisante ou encore l'adjonction d'adhésif entre chaque incrément pour simplifier la manipulation et obtenir un gain de temps.

La rigueur contraignante des protocoles et les caractéristiques propres de ces matériaux ont pu entraîner des mésusages, comme la technique qui consiste à appliquer l'adhésif sur la surface de l'instrument, permettant de modeler plus facilement la masse de composite sans qu'elle n'adhère au fouloir et/ou à la spatule.

Cet adhésif de moindre viscosité pourrait combler les porosités et permettrait également d'obtenir un meilleur état de surface, des affirmations qui pour l'instant n'ont jamais été démontrées par des études scientifiques pertinentes.

S'il peut sembler évident que la méthode de stratification a une influence sur la cohésion au sein du matériau, est ce qu'un manque de cohésion modifierait leurs propriétés mécaniques ?

Cette application de liant réduit-elle la formation de vides dans les composites ?

Pour répondre à ce questionnement, dans un premier temps un rappel sur l'évolution de la composition des résines composites sera réalisé puis dans un second temps la description de la méthode et des résultats de l'étude expérimentale menée en collaboration avec l'équipe MIM de l'Institut Charles Sadron (CNRS Cronembourg) sera effectué.

L'objectif de cette étude *in vitro* est d'étudier le volume de porosités interne en fonction de la méthode de stratification puis de corrélérer ce volume avec leur résistance à l'usure dans le temps.

II. Les résines composites

1. Définition

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

La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques (Raskin, 2010).

Les composites dentaires sont des matériaux constitués d'une phase organique qui est la matrice résineuse ; d'une phase inorganique que sont les charges minérales et d'un agent de couplage, le silane.

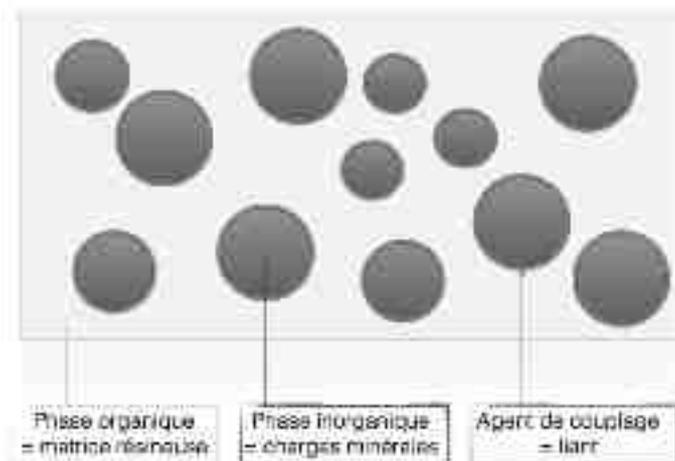


Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite (F. Reitzer)

2. Évolution des résines composites

C'est en 1956 lors de la synthétisation du Bis-GMA (di-méthacrylate glycidique de bisphénol A) par Rafael L. Bowen que la notion de composite devient une réalité. Le dépôt des premiers brevets de "composite dentaire" a eu lieu dans les années qui ont suivi cet événement. Mais du fait de ses difficultés d'utilisation et de son faible taux de reproductibilité, différents changements (figure 2) ont dû être effectués avant qu'il n'obtienne les propriétés mécaniques et esthétiques qui rendent son utilisation universelle avec plus de 260 millions de restaurations annuelle (Heintze, 2012).

En 1960, les premiers composites étaient « macrochargés ». Ils présentaient des cristaux de Quartz pouvant aller jusqu'à 100 µm et un mélange pâte activateur/pâte base (Self-cured) permettait son auto-polymérisation. Il a fallu dans un premier temps changer sa manière d'activation par des agents externes d'abord grâce à des ultraviolets puis grâce à la lumière visible (Chaput, 2019).

S'en suit alors des modifications de la composition en charges des composites, la fin des années 70 a marqué une étape importante dans leur développement avec l'introduction des composites microchargés.

L'apport de particules de silice d'une taille de 0,04 µm en moyenne permet de meilleures capacités de polissage et une stabilité accrue de la couleur.

Mais cela a engendré une perte importante des propriétés mécaniques, pour pallier à ce défaut les industriels n'ont cessé d'essayer d'augmenter la teneur en charge jusqu'à 60 % de leur poids.

Il s'agit de l'ajout de complexes à base de charges de résine pré-polymérisées, c'est-à-dire des complexes organiques-inorganiques produits en broyant des composites microchargés.

Au début des années 1980, les composites hybrides ont été commercialisés comme une véritable combinaison de composites macrochargés et microchargés. Ils contenaient des particules macrochargées de quartz, de verre ou de silicate Ba/Sr/Al/Zr (1-50 µm) avec des particules microchargées de silice amorphe (0,04 µm).

Le quartz a été remplacé par d'autres types de charges en raison de sa forte abrasivité vis-à-vis de l'émail et de son manque de radio-opacité. Des charges de type baryum et trifluorure d'ytterbium/yttrium ont été ajoutées pour la radio-opacité et la libération potentielle de fluorure (Miletic, 2018).

Jusqu'alors, il existait une différence entre composites postérieurs (meilleure résistance mécanique) et antérieurs (meilleur résultat esthétique). Dans le milieu des années 90 grâce à la réduction de la taille des particules apparaît la notion de « composite universel ».

Vers l'an 2000, la nanotechnologie a permis d'améliorer encore les composites dentaires et de lancer des composites nano-chargés et nanohybrides.

Cette nouvelle technologie sol-gel utilisée pour créer des particules de charge de taille nanométrique a permis une plus grande teneur en nanocharges par rapport aux composites microchargés traditionnels, atteignant une teneur globale supérieure à 80 % en poids de particules ultrafines.

Depuis la dépose des premiers brevets, l'amélioration des composites était surtout due à la teneur en charges, alors que la matrice résineuse a très peu évolué.

Jusqu'au milieu des années 1990, 80 à 90 % de tous les composites commercialisés contenaient du BisGMA. Les autres monomères étaient principalement le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate), l'UDMA (urethane diméthacrylate) et le BisEMA (ethoxylated bisphenol A diméthacrylate).

Le début des années 2000 voit la réalisation de recherches importantes afin de modifier les résines permettant de réduire le retrait de polymérisation et les contraintes associées.

Grâce à ces efforts, des composites à faible retrait ont été introduits au milieu des années 2000 (polymérisation par ouverture de cycle, monomère à longue chaîne).

La demande de simplification de la procédure clinique a conduit au développement des composites dits auto-adhésifs qui sont appliqués sur le tissu dentaire sans utilisation préalable d'un système adhésif mais les performances mécaniques de ceux-ci sont pour l'instant inférieures aux composites précédents (Randolph, 2018).

Vers 2010, les bulk-fills, la dernière classe de composite mise sur le marché permet l'obturation de cavité par des couches de 4-5 mm d'épaisseur, un stress de polymérisation modéré et une mise en œuvre simplifiée (Van Ende, 2017).

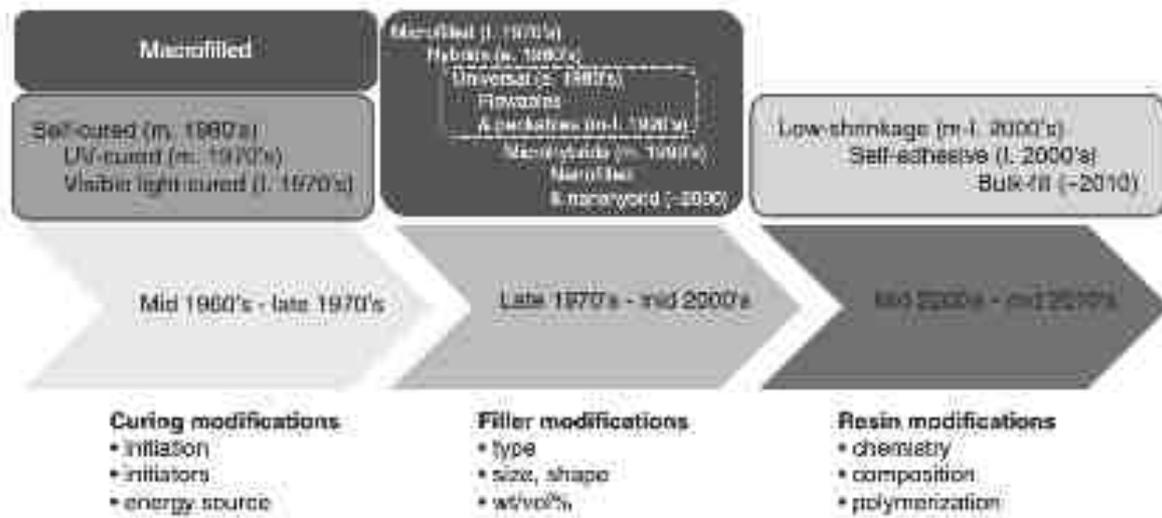


Figure 2 : Développement de matériaux des composites dentaires pour les restaurations directes. (V. Miletic)

La compréhension de l'histoire de l'évolution des composites est un des facteurs essentiels à leurs bonnes utilisations. Leurs compositions et les différentes interactions chimiques en est un autre tout aussi important.

3. Compositions

3.1. Phase organique

La phase résineuse des composites est composée de monomères réactifs, c'est à dire de molécules simples capable de se lier entre elles afin de créer un polymère. Ces monomères peuvent être de haut poids moléculaire pour apporter de la rigidité et ainsi minimiser le retrait à la polymérisation ; mais également de plus faible poids moléculaire permettant de contrôler la viscosité et améliorer le taux de conversion de la résine.

Historiquement, les monomères utilisés reposent sur le groupe méthacrylate comme dans le Bis-GMA (polymère de Bowen).

Le méthacrylate glycidique possède une fonction hydroxyle (-OH) rendant la molécule instable en milieu acide et augmente sa viscosité, les liaisons méthyles permettent aux molécules de s'associer en polymère. Quant au bisphénol A, il augmente la rigidité et la résistance de la résine.

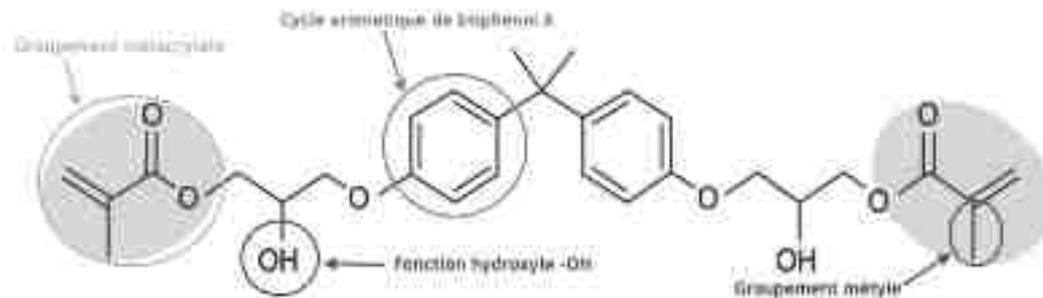


Figure 3 : Diméthacrylate glycidique de bisphénol A

Les cycles aromatiques, les fonctions hydroxyles et les charges permettent de limiter le retrait de polymérisation mais rendent la manipulation des résines composites difficiles (Chaput, 2019).

L'ajout d'un contrôleur de viscosité ou diluant, des monomères de faibles viscosités, permettent leur utilisation en clinique, le plus répandu étant le TEGMA (triéthylène glycol diméthacrylate). Cependant du fait de la grande affinité de ces chaînes de polyéthers pour les molécules d'eau, l'utilisation de ce monomère entraîne une augmentation de l'absorption d'eau (Milietic, 2018). Afin de réduire cet effet, des diluants hydrophobes tels que le HDDMA et le D3MA ont été proposés (figure 4).

Le Bis-GMA est présent dans la plupart des produits commerciaux, l'utilisation de ce composé est actuellement remise en cause car il est soupçonné de libérer du bisphénol A, un perturbateur endocrinien, soit en tant que résidu de synthèse, soit après la dégradation du composite. A l'heure actuelle, le seul cas où l'on pourrait suspecter une libération importante serait en présence simultanée de nombreuses et larges restaurations à base de composite (Polydorou, 2009).

C'est une des raisons pour lesquelles d'autres types de monomère sont utilisés comme l'UDMA (Diméthacrylate d'uréthane) qui est un monomère sans bisphénol A ou le diméthacrylate de bisphénol-A éthoxylé (Bis-EMA) comprenant des espaceurs flexibles d'éthylène glycol (figure 4).

Ces dernières années de nouvelles matrices ont été mises au point comme les matrices à base d'Ormocer (ORganically MOdified CERamics).

Elles contiennent des polymères issus de l'adjonction de petites unités monomères dont le noyau est essentiellement constitué d'atomes de silicium (figure 4) associés à des charges inorganiques silanisées.

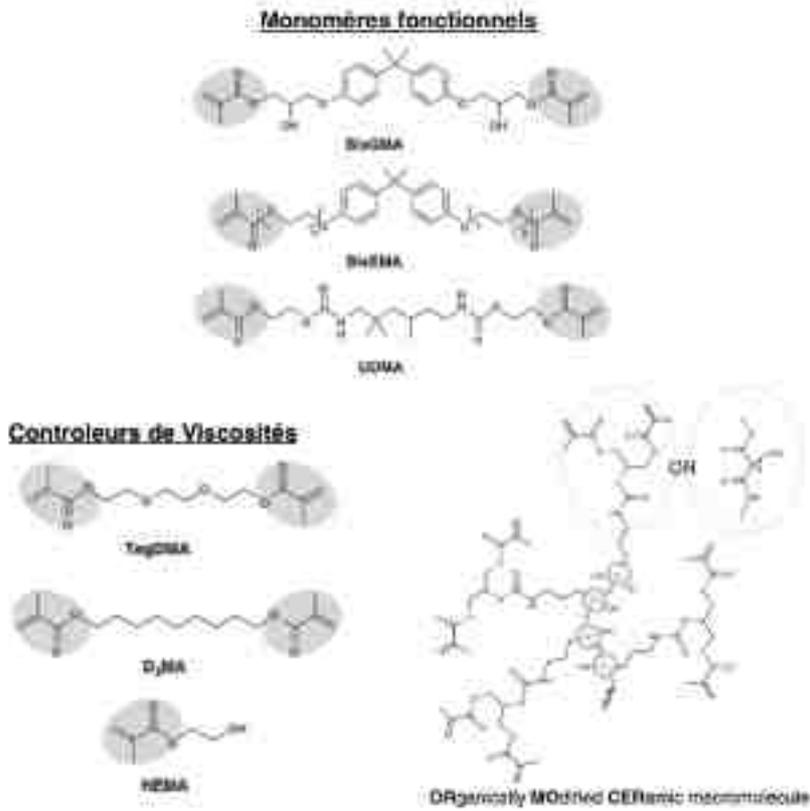


Figure 4 : Différents constituants des matrices résineuses (Miletic 2018)

3.2. Phase inorganique

La phase inorganique est constituée par les charges qui renforcent le matériau. Elles varient d'un composite à l'autre par leur nature, forme, taille et pourcentage (figure 5). Elles permettent d'augmenter les propriétés mécaniques (résistance à la traction, flexion, compression) des composites.

Elles diminuent également les contraintes dues au retrait de polymérisation, compensent le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la phase matricielle et donnent au matériau sa radio-opacité (Zubrzycki, 2023).

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci améliorent l'état de surface, l'esthétique, diminuent l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte et augmentent sa résistance à l'usure.

Plus les charges sont petites et nombreuses, plus les propriétés sont améliorées mais en contrepartie le composite devient visqueux et difficile à manipuler.

La concentration volumique en charge peut varier entre 35% et 70 soit entre 50 et 85% en masse (Sabbagh, 2004). Les composites dentaires peuvent donc se différencier par la teneur, la taille ou la nature de leurs charges.

Si pendant longtemps cette partie de la résine s'appelait : la phase inorganique, aujourd'hui ce n'est plus le cas, les charges peuvent être de natures inorganiques mais également organiques ou organo-minérales.

Les charges minérales sont en majorité des particules de silice (SiO_2) soit cristalline (quartz, cristobalite, tridymite), soit non cristalline (verre boro-silicaté) ou des verres de métaux lourds donnant au matériau sa propriété radio-opaque tels que le silicate de verre de baryum/strontium, le verre de dioxyde de zirconium ou l'ytterbium trifluoré (YbF_3)

Les charges organiques sont des charges constituées de résine matricielle polymérisée. Elles sont ajoutées au composite pour diminuer la rétraction de polymérisation de la résine et le coefficient d'expansion thermique, améliorer les propriétés optiques et augmenter la dureté du matériau.

Les charges organo-minérales possèdent un noyau minéral et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau (Raskin, 2009).

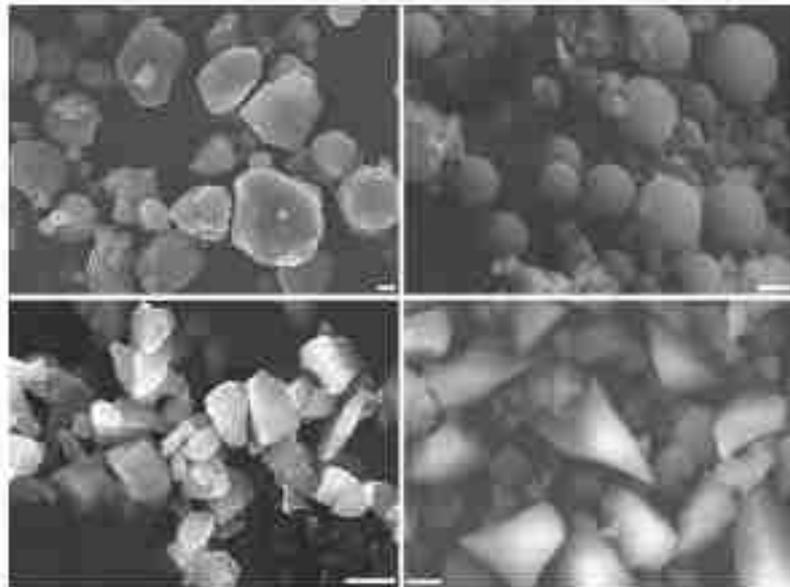


Figure 5 : Morphologie des charges dans quatre composites de résine commerciaux (Randolph, 2018)

3.3. Agent de couplage et autre composant de la matrice résineuse

Un agent de couplage organo-minéral est une molécule bifonctionnelle qui réalise la cohésion entre les charges et la phase organique. Cette molécule est généralement un silane et plus précisément un organo-silane comme le MPTMS (figure 6).

Le silane est composé d'un squelette carboné sur lequel vient se fixer des groupements fonctionnels lui donnant ses propriétés et sa réactivité chimique.

En effet, une réaction aura ainsi lieu entre le groupement silanol du silane avec les groupements hydroxyles à la surface des substrats inorganiques, mais également entre le groupe organo-fonctionnel (méthacrylate) du silane et les groupements fonctionnels de la matrice résineuse (Giraud, 2018).

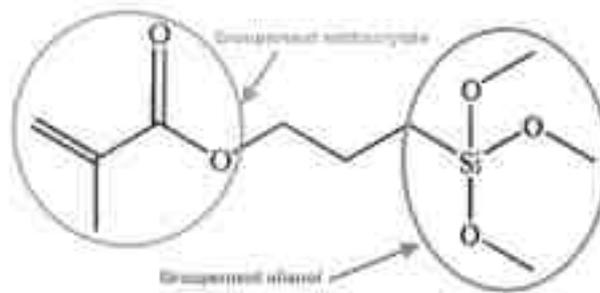


Figure 6 : 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane (MPTMS)

La phase organique ou matrice résineuse est composée de résine matricielle (voir 3.2), de contrôleurs de viscosité, du système de polymérisations, de pigment et d'inhibiteurs de prise.

Des molécules nécessaires à la conservation sont ajoutées car les monomères peuvent polymériser spontanément dans certaines conditions de stockage (chaleur, lumière, ...). Des dérivés du phénol sont intégrés comme inhibiteurs de polymérisation afin d'éviter la prise durant leur conservation.

Les pigments présents dans la matrice résineuse permettent de diversifier les teintes des composites. Leur présence au sein de la matrice est de l'ordre de 0,001 à 0,05% en poids. Les plus utilisés sont des dérivés du fer, du titane ou de l'aluminium. (Raskin, 2019)

La réaction de polymérisation est une étape clé de la bonne utilisation des résines composites, il est nécessaire d'ajouter des initiateurs de polymérisation tels que la camphoroquinone dans les matrices résineuses afin de favoriser cette réaction.

3.4. Réaction de polymérisation

La polymérisation est l'étape qui permet la transformation du composite sous forme plastique en matériau d'obturation solide.

Dans les résines composites, elle est dite radicalaire ; composée d'une phase d'amorçage, d'une phase de propagation et d'une phase de terminaison.

La polymérisation radicalaire est un processus de polymérisation en chaîne qui, comme son nom l'indique, fait intervenir comme espèce active des radicaux libres.

Il existe différents types de résine en fonction de leur mode de polymérisation : chémopolymérisable, thermopolymérisable, dual ou photopolymérisable.

Dans cette étude, il n'a été utilisé que des composites photopolymérisables, représentant plus de 95% des composites sur le marché (Giraud, 2019).

Réaction de photopolymérisation simplifiée (figure7) :

1. Un activateur externe, la lampe à photopolymériser va générer des photons
2. Les photons vont alors activer le photosensibilisateur.
3. Celui-ci va à son tour interagir avec l'amorceur
4. L'amorceur va se cliver en radicaux libres
5. Les radicaux libres vont casser les doubles liaisons carbone-carbone des monomères afin de leur permettre de s'assembler en polymère

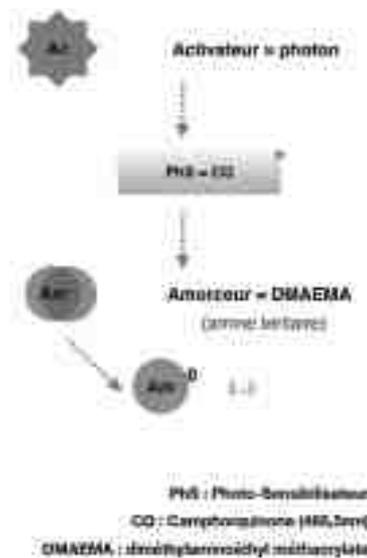


Figure 7 : Schéma de la réaction de photopolymérisation (F. Reitzer)

L'amorceur est le plus souvent une amine tertiaire (DMAEMA : Di-Méthyl-Amino-Ethyl-Méthacrylate), cette amine va se décomposer en radicaux libres. C'est la phase d'amorçage.

Le photosensibilisateur le plus répandu a été pendant longtemps la camphorquinone (CQ).

Son pic d'absorption se situe dans le domaine du visible, plus particulièrement dans la couleur bleue (466,5nm).

Mais sa moins bonne stabilité chromatique et sa couleur jaune ont laissé place à d'autres photosensibilisateurs tels que la Lucirin TPO (oxyde de phosphine) et l'Ivocerin (benzoyle de germanium), possédant des pics d'absorption plus bas (Miletic, 2018).

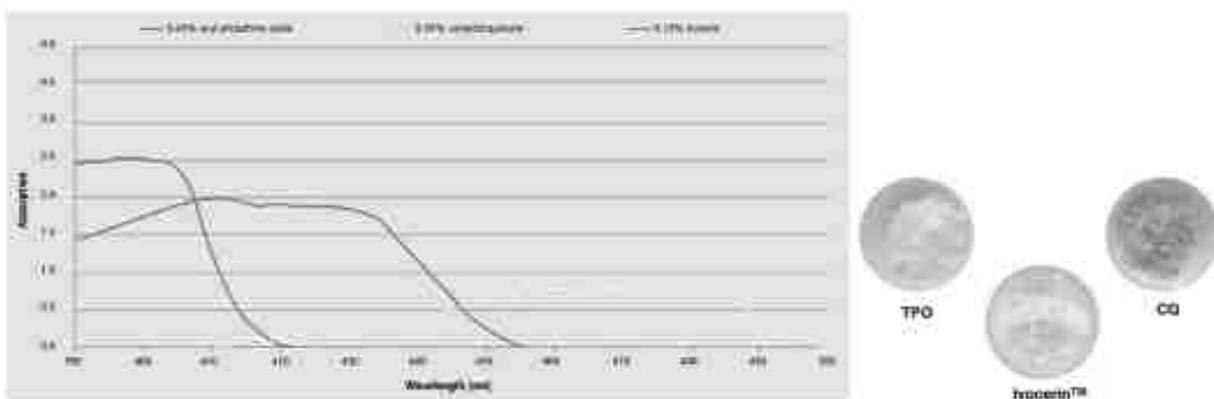


Figure 8 : Différents photosensibilisateurs sous forme de poudre et leur pic d'absorption (Report Ivoclar Vivadent, 2015 et Miletic, 2018)

La phase de terminaison est l'arrêt de la croissance des chaînes par la rencontre de deux radicaux mais aussi, et surtout, à l'impossibilité des monomères résiduels à se lier du fait de la rigidification du système polymère qui se met en place. La polymérisation n'est donc jamais totale et uniforme (Raskin, 2018).

Un polymère peut donc être caractérisé par son degré de conversion (DC). Le DC est le pourcentage de doubles liaisons carbone qui se convertit en simple liaison lors de la réaction de polymérisation. Le degré de conversion des composites est compris entre 35% et 77% (Leprince, 2013).

Un degré élevé de polymérisation du composite est une caractéristique essentielle pour obtenir des propriétés physiques et mécaniques optimales.

Le passage des doubles liaisons aux liaisons simples entraîne une diminution de volume du milieu réactionnel appelé retrait de polymérisation. Il est inévitable et est de l'ordre de 2 - 2,5% (Sideridou, 2011).

Il entraîne plusieurs effets secondaires (figure 9), tels que des hiatus périphériques, des caries secondaires, des sensibilités post-opératoires ou des porosités internes.

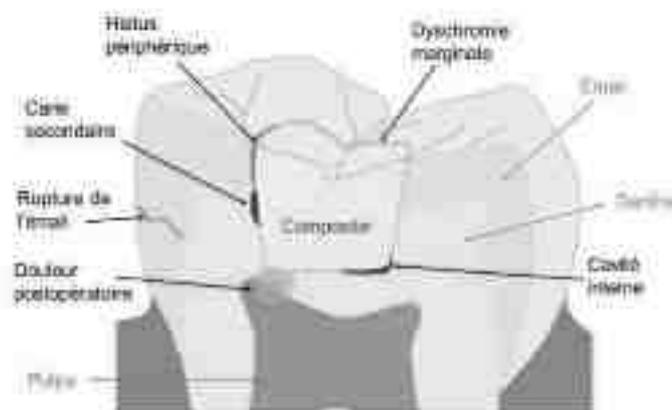


Figure 9 : Effets secondaires possibles du retrait de polymérisation (Chaput 2019)

Les différents composants des résines composites sont autant de leviers sur lesquels les fabricants peuvent jouer afin de modifier les paramètres mécanique ou esthétique des matériaux ; rendant le choix du praticien très compliqué. Pour cela des classifications ont été nécessaires, elles vont être décrites dans la partie suivante.

4. Différentes classifications des résines composites

Il n'existe à ce jour aucune classification appropriée et pertinente des résines composites qui tient compte de toutes leurs propriétés, la plupart n'utilisent qu'une seule de leurs caractéristiques : viscosité, mode de polymérisation, indication clinique, taille des charges, teneur en charge, teinte ...

4.1. En fonction de la viscosité

Lors de l'utilisation clinique des composites, seules deux caractéristiques peuvent être choisies par le praticien : la fluidité et la teinte.

La fluidité d'un composite peut être décrite comme la viscosité ou la thixotropie.

La viscosité d'un composite dentaire est principalement influencée par deux caractéristiques : la composition de la résine et la silanisation des charges.

La thixotropie, phénomène par lequel le composite passe de l'état de gel à celui de liquide par l'augmentation de la contrainte de cisaillement, peut être obtenue par l'ajout de particules de charge de taille nanométrique.

Composite fluide	Utilisés dans des situations cliniques spécifiques. Du fait de leur fluidité, ils montrent un étalement facile et une bonne adaptation aux parois cavitaires. Ces composites sont à privilégier dans le cas de recouvrement de fond de cavité avant ajout d'un composite plus visqueux.
Composite viscosité moyenne	Ces composites sont dits « universels ». Leur viscosité convient à un grand nombre d'indications aussi bien antérieures que postérieures.
Composite compactable	Utilisé pour des restaurations postérieures afin de remplacer les amalgames tout en essayant de conserver leurs propriétés. Mais en raison d'un taux d'échecs important ce type de composite a été progressivement abandonné.

Cette classification basée sur la manipulation des composites de résine fournit peu d'informations aux chirurgiens-dentistes.

De plus, cette caractéristique peut être modifiée par le praticien lui-même en chauffant son composite afin de le rendre plus fluide.

4.2. En fonction de la taille des charges

La taille des charges va déterminer de nombreuses propriétés du matériau telles que la viscosité, la résistance à la flexion ...

Cette classification découle d'un trajet historique (figure 10), comme il a été présenté précédemment les fabricants ont sans cesse cherché à augmenter le pourcentage de charge dans les composites et en réduire la taille.

On peut donc décrire des composites comprenant des charges particulières de type macro-charges (10– 100 μ m), midi- charges (1–10 μ m), mini-charges (0,1–1 μ m) et nano-charges (1-100nm).

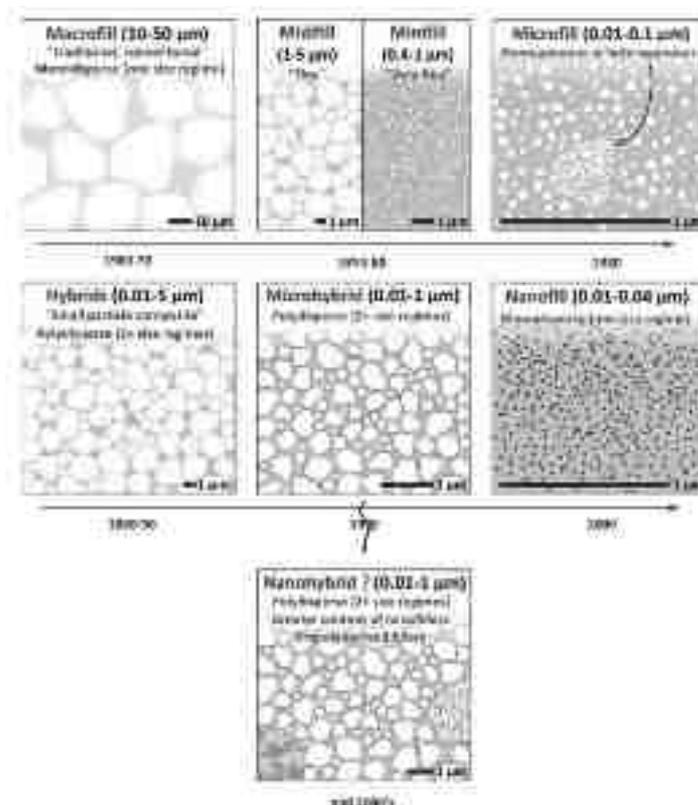


Figure 10 : Évolution de la taille des particules et classification des composites dentaires (Miletic, 2018)

La famille de composite la plus utilisée de nos jours est la famille des hybrides (figure 11). Ces matériaux sont commercialisés depuis les années 80. Ils contiennent un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions qui a permis d'augmenter le pourcentage de charges et les propriétés des matériaux.

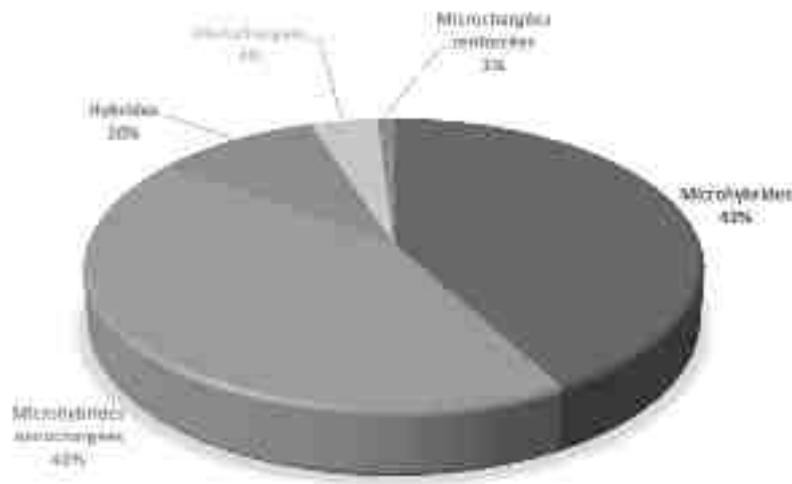


Figure 11: Pourcentage de composite sur le marché classé en fonction des charges (Raskin, 2019)

Aujourd'hui, les méthodes de classification générale ne sont en aucun cas informatives de la performance des matériaux et sont souvent appliquées à tort (Miletic, 2018).

4.3. En fonction de leurs indications cliniques

Il existe presque autant de composites qu'il y a d'indications cliniques différentes :

- Composites « esthétiques » antérieurs
- Composites postérieurs
- Composites utilisés pour réalisation de provisoire
- Composites pour reconstitution de moignon insérer en phase plastique
- Composites opacifiants
- Composites pour scellement de sillon

Cette classification qui est pourtant une des seules données par le fabricant lors de la commercialisation ne nous donne que très peu d'informations sur la composition ou les propriétés mécaniques des composites.

4.4. En fonction du mode de polymérisation

Dans le domaine dentaire on rencontre deux modes d'amorçage qui permettent de différencier les composites :

- L'amorçage chimique : après décomposition thermique ou réduction / oxydation d'un amorceur.
- L'amorçage photochimique : après décomposition photochimique d'un amorceur.

Il existe donc des composites photopolymérisable, chémozpolymérisable ou à prise dual.

Il est intéressant de noter que des composites thermopolymérisables existent mais cette polymérisation n'est possible qu'en laboratoire.

Les résines composites, le matériau le plus utilisé dans la restauration d'une perte de volume ces dernières années, présentent une survie à 10 ans de plus de 97% (Opdam, 2014) mais cela n'est rendu possible que grâce à la mise en place de protocole d'adhésion rigoureux.

5. Système adhésif

Plusieurs théories ou principes expliquent le phénomène de l'adhésion aux tissus dentaires : la théorie mécanique, la théorie physique et la théorie chimique.

La **théorie mécanique** se concentre sur la création de rugosité sur la surface dentaire pour permettre à la résine de s'engrèner dans les micro-anfractuosités de la surface. L'introduction de la technique de mordantage à l'acide en 1955 par Michael Buonocore (Perdigao, 2020) ayant pour but de créer des micro-reliefs (microclavetage) dans l'émail, ce qui permet une augmentation de la surface de contact entre l'adhésif et la surface dentaire. Il est alors question d'un ancrage micromécanique rendant possible la restauration de cavités présentant des contre-dépouilles.

La **théorie physique**, quant à elle, implique des liaisons moléculaires plus faibles, telles que les forces de Van der Waals, et se concentre sur le phénomène de mouillage de la surface. Plus la surface dentaire est mouillable, c'est-à-dire capable de mouiller un liquide, plus l'adhésion sera bonne.

Le traitement de la surface avec de l'acide orthophosphorique a donc pour objectif d'améliorer la mouillabilité de l'adhésif sur l'émail et de créer des micro-rugosités.

Enfin, la **théorie chimique** se concentre sur les liaisons fortes, telles que les liaisons covalentes et ioniques, qui se produisent principalement au niveau de la dentine. Cette théorie repose sur la création de liaisons avec les composants chimiques présents dans l'émail et la dentine, tels que le calcium et le phosphate.

En somme, ces trois théories sont utilisées en combinaison pour expliquer l'adhésion aux tissus dentaires. La création de rugosité, l'amélioration de la mouillabilité et la création de liaisons fortes sont des éléments clés qui contribuent à une adhésion dentaire réussie.

Les systèmes adhésifs dentaires ont été classés en fonction du nombre d'étapes cliniques requises pour obtenir l'adhérence entre les tissus dentaires (figure 12).

Au fil du temps, les procédures de collage ont été simplifiées en réduisant le nombre d'étapes nécessaires : passage de systèmes en 2 ou 3 étapes (mordançage et rinçage) aux systèmes en 2 ou 1 étape (auto-mordançage) et enfin aux systèmes d'adhésif universel.

5.1. MR = mordançage-rinçage

Les adhésifs MR sont désignés par leur nom en raison de leur processus en deux étapes le mordançage (M) à l'acide ortho-phosphorique 35% et le rinçage (R) abondant. Le chiffre dans leur nom représente le nombre d'étapes avant la photopolymérisation et la mise en place du composite. Les systèmes MR ont l'avantage de bien enlever la couche de boue dentaire (smear layer) lors du mordançage, améliorant ainsi les valeurs d'adhésion.

Le système adhésif MR a été conçu dans les années 70 et est de moins en moins utilisé car le protocole est très exigeant et prend beaucoup de temps, ce qui peut rendre les résultats très praticiens dépendants. Néanmoins, si le protocole est bien effectué, ce système a prouvé son efficacité.

5.2. SAM = système auto-mordançant

Les adhésifs auto-mordançants se caractérisent par leur capacité à déminéraliser et à s'infiltrer dans la dentine en même temps. Le chiffre caractérise lui aussi le nombre d'étapes.

L'avantage principal est que les systèmes auto-mordançants ne nécessitent pas de rinçage, ce qui peut être utile dans les cas où un rinçage peut causer des saignements.

De plus, la déminéralisation de la dentine lors de l'utilisation de ces systèmes d'adhésifs est moins profonde et toutes les zones déminéralisées sont directement

remplies par l'adhésif. Cela réduit considérablement les chances de développer une sensibilité dentaire après la procédure.

Cependant, la valeur d'adhérence à l'émail est généralement inférieure à celle des systèmes MR, mais une étape supplémentaire de mordantage sélectif de l'émail à l'acide ortho-phosphorique peut être effectuée pour améliorer l'adhérence.

5.3. Adhésifs universels

Il n'y a pas de définition précise pour ce qu'est un adhésif universel dans la littérature, mais il ne faut pas les confondre avec la génération de système tout-en-un.

Leur commercialisation a commencé en 2011 et ils doivent répondre à des critères supplémentaires par rapport au SAM1.

La signification du terme "universel" varie d'un fabricant à l'autre et il se rapporte généralement à la compatibilité avec différentes techniques de collage, substrats et matériaux, ainsi qu'à l'utilisation comme primaire pour les restaurations indirectes.

Les adhésifs universels devraient se présenter en un seul flacon sans nécessiter de mélange préalable. Les adhésifs universels visent à être les plus polyvalents et les plus simples d'utilisation. Ils peuvent être utilisés avec ou sans mordantage préalable. Cependant, il existe une ambiguïté quant à leur classification en raison de performances différentes selon les produits.

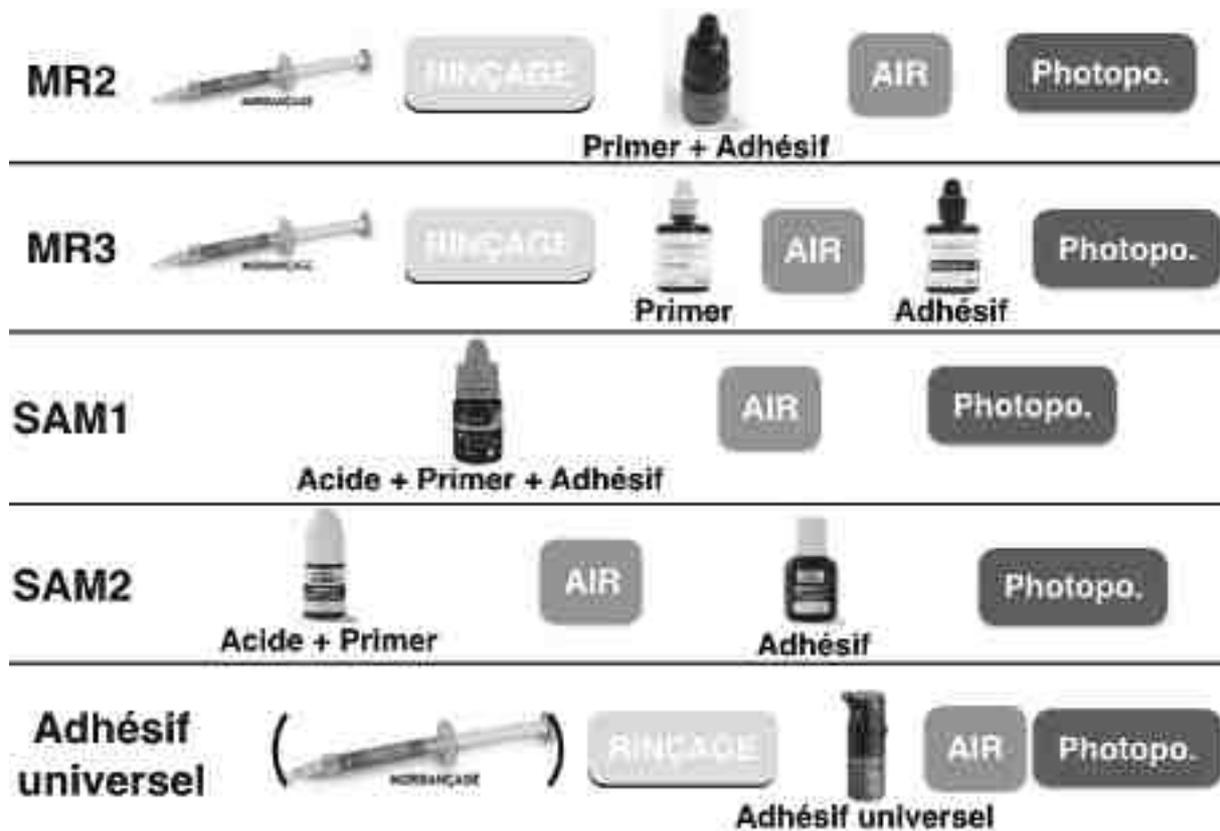


Figure 12 : Classification des adhésifs (iconographie personnelle)

Les composites sont devenus le matériau de choix pour les restaurations directes en dentisterie (Perdigao, 2020). Grâce à la dentisterie adhésive, les dentistes ont accès à de nombreux systèmes de collage pour renforcer la rétention et la longévité des restaurations en composite. Cependant, certains composites peuvent être difficiles à manipuler et nécessitent une certaine habileté pour leur mise en forme.

Les fabricants ont fourni divers instruments de restauration pour résoudre le problème comme par exemple des instruments revêtus de titane/aluminium, des instruments à ultrasons, des embouts en caoutchouc et des brosses à composite ...

Il a aussi été suggéré de réduire la tension de surface et d'utiliser des matériaux lubrifiants pour augmenter la mouillabilité et faciliter le modelage anatomique des dents (Aldrihi Münchow, 2014).

6. Liquide de modelage et utilisation clinique

L'alcool est utilisé depuis plus de 40 ans comme matériau de modelage pour réduire le collage du composite mais son utilisation peut endommager sa matrice résineuse et détériorer ses propriétés mécaniques (Anthony, 1988).

Les professionnels de la dentisterie ont souvent recours à des agents de liaison utilisés pour les procédures de collage comme lubrifiant pour faciliter la manipulation des composites en réduisant leur adhérence (Araujo, 2018).

Certains fabricants ont introduit des matériaux particuliers pour améliorer la manipulation des matériaux : les liquides de modelage ou résines de modelage (figure 13).

Le liquide de modelage est vendu par les fabricant avec la description ci-dessous : « pour une application facile, rapide et efficace de tous les matériaux composites directs. Appliqué à l'aide d'un pinceau, il facilite la mise en place et le modelage des composites et aide à obtenir une morphologie parfaite et une finition lisse. »



Figure 13 : Modeling liquid de chez GC

Bien que les liquides de modélisation ne soient pas nouveaux sur le marché, Il existe peu de publications sur les effets de ces liquides sur les propriétés des composites et celles-ci sont souvent non comparables (Paolone, 2022).

Ces lubrifiants sont utilisés pour mouiller les instruments de composite dentaire (spatule, sonde, fouloir) et les micro-brosses pour chaque incrément de composite appliqué entre les couches et/ou sur la couche finale pour produire une surface lisse et esthétique.

Cette dernière procédure est généralement effectuée pour gagner un temps précieux lors des procédures de finition et de polissage (Araujo, 2018).

Les liquides de modelages sont des résines non chargées composées de méthacrylates (tableau 1) tels que le diméthacrylate d'uréthane (UDMA), le méthacrylate de bisphénol A-glycidyle (Bis-GMA) et le diméthacrylate de triéthylène glycol (TEGDMA).

Elles sont principalement composées de résines hydrophobes avec peu ou pas de charges organiques (Bayraktar, 2021).

Voici le tableau d'exemple de composition :

<i>Gefährliche Inhaltstoffe:</i>		
<i>CAS: 72869-86-4 EINECS: 276-957-5</i>	<i>7,7,9(oder 7,9,9)-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazahexadecan-1,16-diylobiomethacrylat (UDMA) Skin Sens. 1, H317</i>	<i>25- < 50%</i>
<i>CAS: 1830-78-0 EINECS: 217-388-4</i>	<i>2-Hydroxy-1,3-dimethacryloxypropan Skin Irrit. 2, H315; Kyn Irrit. 2, H319; STOT SE 3, H335</i>	<i>25- < 50%</i>
<i>CAS: 868-77-9 EINECS: 212-782-2 Indexnummer: 607-124-00-X</i>	<i>2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) Skin Irrit. 2, H315; Eye Irrit. 2, H319; Skin Sens. 1, H317</i>	<i>10- < 25%</i>

Tableau 1 : Composition résine de modelage (Fiche de données de sécurité GC, 2015)

L'intérêt de cette étude est de pouvoir quantifier l'effet de l'adhésif utilisé comme résine de modelage dans le pourcentage de porosités, mais elle a aussi pour intérêt de comparer ce même pourcentage entre les différents matériaux possiblement utilisable par le chirurgien-dentiste dans la restauration d'un manque de volume d'une dent postérieure.

III. Procédure de réalisation d'un composite postérieur

1. Protocole

Le composite dentaire est le matériau de choix pour la réalisation d'un composite postérieur mais celui-ci présente des limites telles que : la contrainte de polymérisation, la formation de fentes marginales, les colorations marginales, les caries secondaires, les déflexions de cuspides, la formation de fissures dans les cuspides dentaires, les fractures de l'émail et les hypersensibilités (figure 17, Chaput, 2019).

La technique d'insertion des matériaux composites va devoir réduire au maximum les limites du matériau et va dépendre entre autre du volume de la restauration, de l'étendue de la cavité et de la position de la lésion carieuse.

Le facteur C ou facteur de configuration cavitaire (Feilzer, 1987) est le rapport du nombre de faces collées sur le nombre de faces libres. Plus le facteur C est élevé, moins le collage va être favorable et plus il y aura de contraintes aux interfaces.



Figure 14 : Valeur du facteur C en fonction de la cavité (De Gee, 2006)

Différentes techniques ont été décrites pour la stratification de composite. Comme par exemple technique du « lining » ; la stratification horizontale (figure 15) ...

Dans la technique de stratification horizontale, des couches individuelles de composite sont placées dans la cavité dentaire selon une disposition horizontale. Chaque couche

a une épaisseur maximale correspondant à la profondeur de polymérisation du matériau utilisé.

Dans la technique de lining, le fond de la cavité est recouvert d'une première couche de composite fluide d'environ 0,5 à 1 mm d'épaisseur. Cette couche a pour objectif de sceller hermétiquement le fond de la cavité avant que celle-ci ne soit remplie avec un composite de restauration.

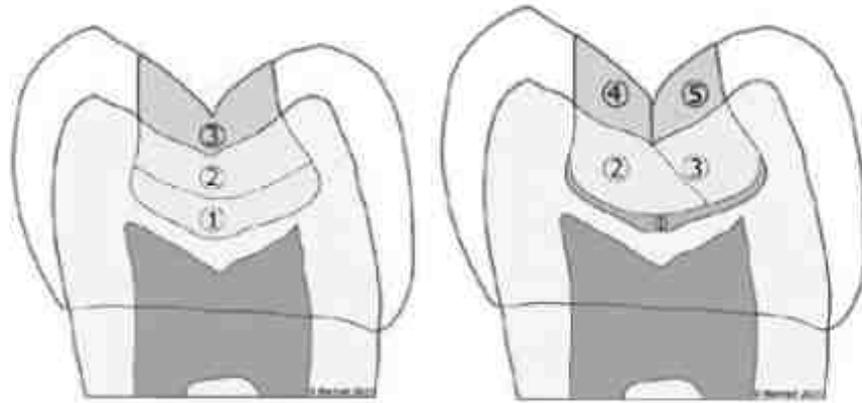


Figure 15 : Technique de stratification horizontale et technique du lining (Manhart, 2021)

La technique oblique semble le mieux répondre à la fois aux exigences d'une pratique simple, d'étanchéité et de contraction de polymérisation pour des cavités où cela est rendu possible (Park, 2008).

Elle consiste à la transformation des cavités complexes en cavités simples (Chi, 2006) en montant d'abord les murs proximaux puis en déposant une première couche oblique dans le fond de la cavité, prenant appui sur le moins de paroi possible. Les apports de composites ne doivent pas excéder 2mm et chaque apport successif se doit d'être en contact avec le moins de paroi possible (figure 16).

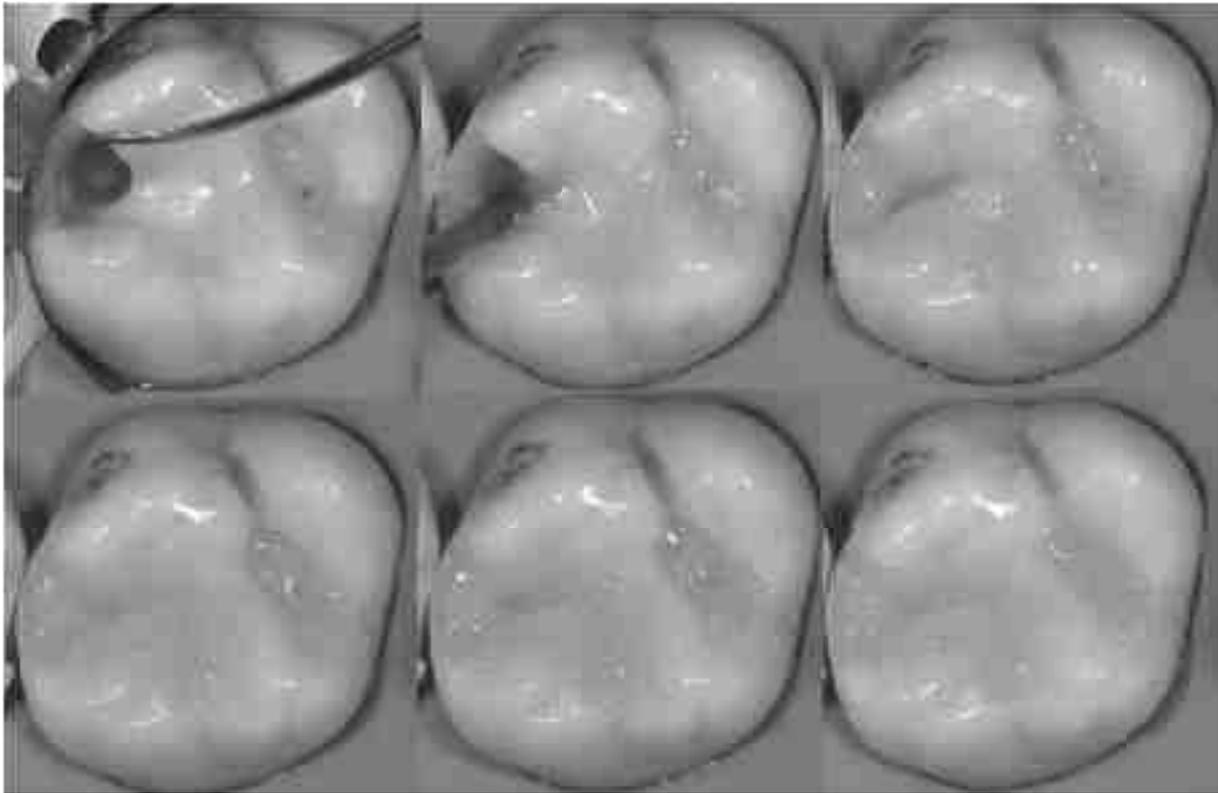


Figure 16 : Stratification incrémentielle (F. Reitzer)

Mais cette technique présente de nombreux inconvénients, tels que la difficulté de placement dans les petites cavités, l'augmentation du temps de pose et la possibilité d'incorporation de vides (Porot, 2019).

2. Apport des composites Bulk-fills dans la simplification des procédures

En raison de la profondeur moyenne d'une cavité proximale postérieure qui est d'environ 7 mm, l'adjonction de composite par incrément peut être une tâche fastidieuse (Jokstad, 1989). Lorsqu'un dentiste doit effectuer une restauration postérieure en composite, il rencontre plusieurs défis liés à la technique et au matériau, qui sont autant d'erreurs possibles.

De plus la demande d'une véritable alternative à l'amalgame n'a cessé d'augmenter, en partie à cause de l'interdiction des produits contenant du mercure par l'OMS.

Idéalement, une telle alternative serait un matériau facile à utiliser et qui pardonnerait les erreurs (Van Ende, 2017).

Partant de ce constat, une alternative a alors vu le jour, le composite bulk fill (BF).

Les composites Bulk fill sont des résines d'obturation coronaire qui s'appliquent « en masse » au niveau des secteurs postérieurs. Ils peuvent être classés en deux types :

- Composite bulk fluide : il est placé au fond de la cavité puis recouvert d'un composite traditionnel uniquement sur les surfaces occlusales ou proximales.
- Composite bulk condensable : il est utilisé pour remplir entièrement la cavité en utilisant le même matériau.

L'objectif principal des bulk est de maintenir des caractéristiques mécaniques, cliniques et esthétiques comparables aux composites classiques, tout en permettant une utilisation avec une épaisseur allant de 4 à 5 mm. Cela permet de minimiser la dépendance du facteur opérateur et de réaliser la restauration plus rapidement (Van Ende, 2017).

Des modifications ont été apportées à la composition de la matrice résineuse pour augmenter la profondeur de polymérisation (figure 17). Cependant, les variations entre les différents produits sont si importantes qu'il serait inconsideré de parler de généralité.

La plupart des composites Bulk-fill contiennent toujours du camphorquinone comme photo-initiateur primaire, mais également d'autres initiateurs plus réactifs, tels que l'ivocerin (Ivoclar) ou le lucerin, qui améliorent la polymérisation (figure 8).

De plus, la profondeur de polymérisation est limitée par l'atténuation de la lumière de la source lumineuse, qui est inversement corrélée à la transparence du matériau (Van Ende, 2017).

Les composites Bulk-fill présentent donc une augmentation de leur translucidité, qui a été rendue possible grâce à l'ajustement des indices de réfraction de la matrice et des charges, ainsi que des changements de taille, de forme et de revêtement des charges.

Par exemple une forme arrondie et régulière améliore la translucidité. De plus, l'utilisation de nanocharges ayant un diamètre inférieur à la longueur d'onde de la lumière peut également contribuer à cette amélioration en empêchant la diffusion de la lumière. Cette translucidité accrue peut cependant entraîner des compromis esthétiques.

D'autres modifications ont été apportées aux composite bulk-fill pour conserver ou améliorer leurs propriétés mécaniques par rapport aux composites traditionnels.

Les fabricants expliquent que les BFs présentent un retrait de polymérisation moins important pouvant s'expliquer par différents changements comme la modification des charges et des monomères de résine ou l'adjonction de modulateur de stress ...

Par exemple de nombreux composites contiennent de l'UDMA, qui est moins visqueux et plus flexible que le bis-GMA. Il a été constaté que les groupes amines de l'UDMA peuvent provoquer des réactions de transfert de chaîne, qui augmentent la mobilité des sites radicaux à travers le réseau (Elshazly, 2020).

En outre, un monomère d'addition-fragmentation (AFM) a été incorporé. Lors de la photopolymérisation, un échange de liaisons se produit au sein de l'AFM, ce qui améliore la plasticité et introduit donc une nouvelle technologie pour réduire les contraintes associées à la polymérisation (Gorsche, 2014).

L'AFM réagit comme tout méthacrylate pendant la polymérisation, formant des liaisons transversales entre les chaînes de polymères adjacentes, mais peut également se cliver en fragments par un processus de fragmentation qui peuvent réagir entre eux ou avec d'autres sites réactifs du polymère en développement.

Cette technologie permet de réduire les contraintes tout en conservant les propriétés physiques du polymère (Safety Data Sheet - 3M 2021).

Il est cependant important de noter que les différentes marques de BF peuvent avoir des compositions différentes et donc des propriétés différentes.

Les études prouvent qu'il n'y a pas de différence significative d'adaptation interne entre la technique de remplissage en un ou deux apports des bulk-fills et la technique de stratification incrémentale. Les performances cliniques des résines conventionnelles et des BFs pour les restaurations de lésions carieuses sont similaires (Arbildo-Vega,

2020). Toutefois comme les composites bulk-fill constituent une catégorie relativement nouvelle, aucune étude à long terme n'est disponible pour l'instant.

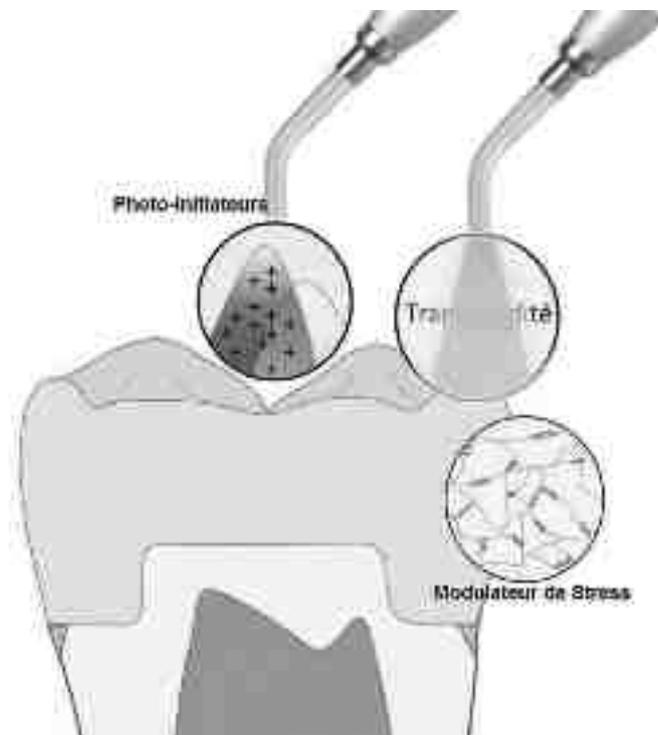


Figure 17 : Changement dans les composites « Bulk » (Sabbagh, 2016)

IV. Apport de la microtomodensitométrie

Dans les années 1970, l'invention de la tomographie assistée par ordinateur (computed tomography CT) devient un nouvel atout de diagnostic et de recherche. Le principe de la tomographie est le suivant : pour chaque position angulaire du tube pendant laquelle un faisceau est émis, un capteur mesure une projection de l'atténuation des RX suivant cette direction au travers de l'objet (figure 18).

Contrairement à la radiographie planaire, la source émettrice de rayons X tourne autour du patient, et le capteur placé à l'opposé, se déplace de manière synchrone. Cependant lors d'étude *ex-vivo*, l'objet est placé sur une plateforme rotative avec le tube à rayons X et le détecteur optique de rayons X est en position fixe.

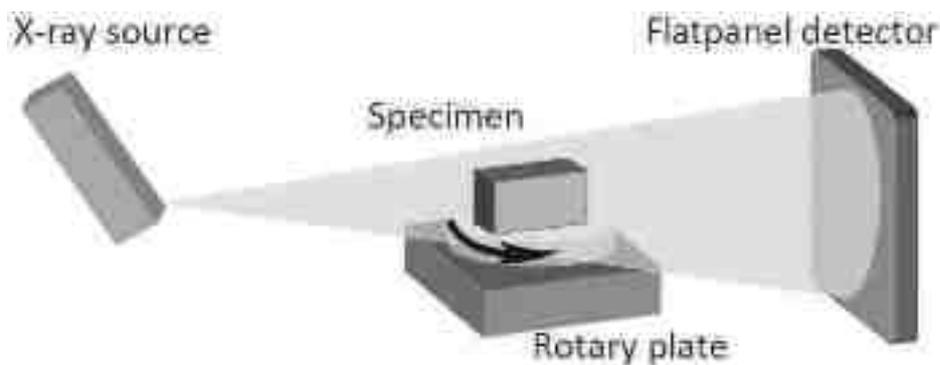


Figure 18 : Principe du scanner à rayon X (Ghavami-Lahiji, 2021)

Une reconstruction est alors faite grâce à des opérations mathématiques afin d'obtenir une image en voxels, l'unité élémentaire de volume dans les trois dimensions de l'espace.

A la fin des années 1980, Feldkamp développe le premier système de micro-TDM pour évaluer les défauts structuraux des matériaux céramiques.

Ces nouveaux types d'appareils d'imagerie tridimensionnelle permettent d'atteindre une taille de voxel 10^6 fois inférieure au scanner conventionnel.

Ce système permet une exploration plus en profondeur grâce à ses rayons X étroits, monochromatiques et à haut flux.

Contrairement aux méthodes microscopiques, la tomographie est une approche non destructive, ce qui signifie que les propriétés internes d'un même échantillon peuvent être testées plusieurs fois, et que les échantillons restent intacts pour d'autres tests biologiques et mécaniques (Koenig, 2021).

Un autre de ses avantages est la possibilité de balayage multiple et de traitement d'image à l'aide de logiciels spécifiques facilitant des mesures plus précises.

Ces dernières années, l'utilité de la micro-TDM s'est accrue dans les études expérimentales et précliniques sur les os, les dents et les matériaux.

Les systèmes de micro-TDM permettent par exemple d'analyser le potentiel reminéralisant des lésions dentaires selon différentes modalités de traitement, la détection de caries occlusales et proximales, l'évaluation de la densité minérale de la structure dentaire, la formation de biofilm, l'évaluation d'épaisseurs de matériaux (Ghavami-Lahiji, 2021) ...

Ils permettent également de décrire des défauts tels que les vides, les lacunes et les bulles présent au sein des matériaux.

Plusieurs méthodes in vitro sont disponibles pour évaluer la formation de l'interstice des restaurations, comme la pénétration de colorant, la pression de l'air, la filtration des fluides, la tomographie par cohérence optique (OCT) et la microtomographie à rayons X (micro-CT).

Les méthodes conventionnelles (c'est-à-dire la pénétration de colorant) sont destructives en raison de la nécessité de sectionner les échantillons et sont semi-quantitatives, basées sur des évaluations visuelles par l'opérateur (figure 19). La profondeur de pénétration du colorant à partir de ces sections est mesurée et rapportée comme micro-fuite (Sedrez-Porto, 2016). Cette approche permet d'obtenir une profondeur de pénétration correcte avec des microfuites uniformément réparties. Cependant, des analyses plus approfondies ont révélé que les microfuites sont rarement distribuées uniformément. De plus, elles ne représentent pas l'intégralité des zones de formation des espaces vides.

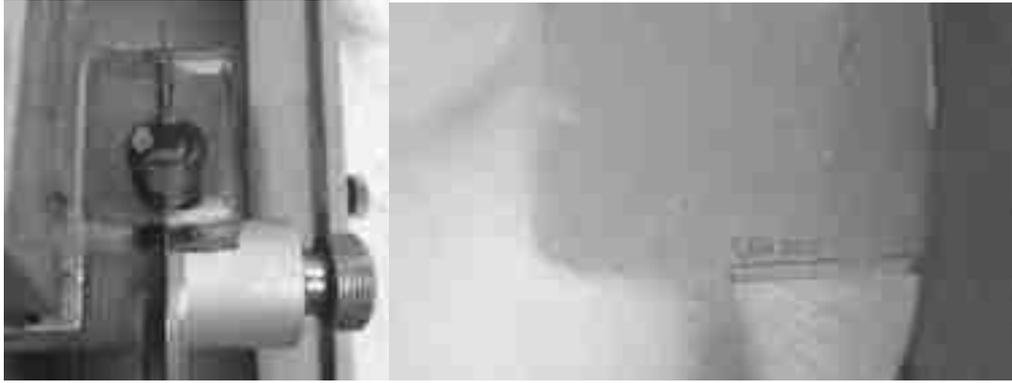


Figure 19 : Étude des micro-fuites marginales par pénétration de colorant après section de la dent (Naury, 2015)

Ces défauts peuvent réduire les propriétés mécaniques des matériaux à base de résine et diminuer sa durabilité, entraînant des fractures ou un échec clinique (Haugen, 2020).

La formation de vides peut résulter de la viscosité du matériau, du diamètre de l'embout de l'applicateur et du piégeage de l'air à l'intérieur du composite pendant le processus de fabrication ou entre les couches d'un composite de résine dans la méthode incrémentale (Ghavami-Lahiji, 2021).

Des techniques de mesure appropriées sont nécessaires pour évaluer correctement la formation et la propagation des porosités.

Au cours de ces dernières années, l'utilisation de la micro-tomodensitométrie dans des études expérimentales a permis de s'intéresser de plus en plus à la structure interne des résines composites ; et ainsi de pouvoir comparer leurs méthodes d'insertion, leurs propriétés mécaniques et physiques ... (Paolone, 2022).

Mais le nombre d'études encore faible, nous laisse la possibilité d'analyser différents paramètres et d'autres structures internes.

De plus les études incluant des liquides de modelages n'ont pour l'instant jamais mis en corrélation avec le pourcentage de porosités.

V. Étude expérimentale

L'objectif de cette étude in vitro est d'étudier le pourcentage de porosités présent dans la résine composite dépendant du matériau utilisé et de la méthode de mise en place.

Trois hypothèses ont été testées : (1) le type de matériaux n'a pas d'impact sur le pourcentage de porosités (2) la méthode de stratification des résines composites n'a pas d'impact sur l'incorporation de porosités (3) la présence d'adhésif dans la structure du composite ne réduirait pas sa résistance mécanique

1. Matériels et méthodes

1.1. Matériel

1.1.1. Résines composites

Trois résines composites ont été incluses dans l'étude afin de créer 4 groupes d'échantillons.

- 3M™ Filtek™ One Bulk Fill (abrégé OBF) de composition suivante (tableau 2) : Partie inorganique 76,5% du poids et 58,5% du volume

Les charges sont une combinaison de charge de silice de 20 nm non agglomérée, de charge de zircone de 4 à 11 nm non agglomérée, de charge agrégée de zircone/silice, de charge de trifluorure d'ytterbium constituée de particules agglomérées de 100 nm et une charge de trifluorure d'ytterbium composée de particules agglomérées de 100 nm.

Ingredient	C.A.S. No.	% by Wt
Silane Treated Ceramic	444758-98-9	60 - 70 Trade Secret *
Aromatic Urethane Dimethacrylate (AUDMA)	1431303-59-1	10 - 20 Trade Secret *
1,12-Dodecane Dimethacrylate (DDDMA)	72829-09-5	< 10 Trade Secret *
Diurethane Dimethacrylate (UDMA)	72869-86-4	1 - 10 Trade Secret *
Silane Treated Silica	248596-91-0	1 - 10 Trade Secret *
Ytterbium Fluoride (YbF3)	13760-80-0	1 - 10 Trade Secret *
Silane Treated Zirconia	None	< 5 Trade Secret *
Water	7732-18-5	< 5 Trade Secret *

Tableau 2 : Compositions 3M™ Filtek™ One Bulk Fill (« safety data sheet 2021 » de 3M)

- 3M™ Filtek™ Z500 (abrégé Z500) de composition suivante (tableau 3) : Partie inorganique 78.5 % en poids et 59.5 % en volume.

Les charges sont une combinaison de charges de silice de 20 nm et de particules agglomérées de zircone/silice d'une taille comprise entre 0,6 et 1,4 micron.

Ingredient	C.A.S. No.	% by Wt
Ceramic materials and waxes, chemicals, hydrolysis products with 3-(trimethoxysilyl)propyl methacrylate = Silane	444758-98-9	65 - 75
2-Propenoic acid, 3-methyl-, 3-(trimethoxysilyl)propyl ester, hydrolysis products with silica	248596-91-0	5 - 15
Bisphenol A dimethacrylate, ethoxylated	41637-38-1	5 - 15
7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazahexadecane-1,16-diylbis(methacrylate) → Diurethane dimethacrylate (UDMA)	276-957-5-5	5 - 15
(1-methylethylidene)bis[4-[1-phenylethoxy(2-hydroxy-3,1-propanediol)] bis(methacrylate) → Bisphenol A Glycidyl Methacrylate	216-367-7	1 - 10
2,2'-ethylenedioxydimethyl dimethacrylate → TEDMA	203-652-6	< 5
2-Propenoic acid, 2-methyl-, 2-[3-(2H-benzotriazol-2-yl)-4-hydroxyphenyl]ethyl ester		< 0.5
Ethyl 4-dimethylaminobenzoate	233-654-3	< 0.5
Dibenzylodmium hexafluorophosphate	361-134-5	< 0.1

Tableau 3 : Compositions 3M™ Filtek™ Z500 (« safety data sheet 2016 » de 3M)

- Le témoin utilisé dans cette étude est un composite de laboratoire, le Brillant Crios Coltene (abrégé Crios) en disque de composition suivante :
 - Partie inorganique 70,7% en poids et 51,5% en volume : silice amorphe sublimé (<20nm) et de verre barium (<1 micron)
 - Méthacrylate réticulé (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA)
 - Pigment (oxyde de fer ou dioxyde de titane)

1.1.2. Adhésif

L'adhésif utilisé pour l'étude est 3M™ Scotchbond™ Universal à une teneur en charge de 7-13% et la composition suivante (tableau 4) :

Ingredient	C.A.S. No.	% by Wt
2-HYDROXYETHYL METHACRYLATE	868-77-9	15 - 25 Trade Secret *
BISPHENOL A DIGLYCIDYL ETHER DIMETHACRYLATE (BISGMA)	1565-94-2	15 - 25 Trade Secret *
2-PROPENOIC ACID, 2-METHYL-, REACTION PRODUCTS WITH 1,10-DECANEDIOL AND PHOSPHOROUS OXIDE (P2O5)	1207736-18-2	10 - 20 Trade Secret *
ETHANOL	64-17-5	10 - 15 Trade Secret *
WATER	7732-18-5	10 - 15 Trade Secret *
SILANE TREATED SILICA	122334-95-6	7 - 13 Trade Secret *
COPOLYMER OF ACRYLIC AND ITACONIC ACID	25948-33-8	1 - 5 Trade Secret *
CAMPHORQUINONE	10373-78-1	< 2 Trade Secret *
DIMETHYLAMINO BENZOATE(-4)	10287-53-3	< 2 Trade Secret *
(DIMETHYLAMINO)ETHYL METHACRYLATE	2867-47-2	< 1 Trade Secret *
2,6-DI-TERT-BUTYL-P-CRESOL	128-37-0	< 0.5 Trade Secret *

Tableau 4 : Composition 3M™ Scotchbond™ Universal (« safety data sheet 2022 » de 3M)

1.1.3. Autres

1.1.3.1. Lampe à photopolymériser

La lampe à photopolymériser conservé pour la polymérisation des échantillons est la lampe "*smartlite focus dentsply sirona*" qui délivre une puissance continue de 1000mW/cm².

1.1.3.2. Instrument pour stratifier le composite

Dans un désir de se rapprocher au maximum des conditions cliniques les plus répandues dans les cabinets a été retenu une spatule à bouche (Hu-Friedy) pour la stratification des composites et une micro-brosse (« *soft-tip applicator* » de DE Healthcare Products) pour l'application de l'adhésif.

1.1.3.3. Usineuse CFAO

L'usineuse utilisée dans cette étude est la « *DWX-52DCI* » de DGSHAPE (Serris, France) du laboratoire de prothésiste dentaire « MetzgerDental » (Bischwiller, France)



Figure 20 : DWX-52DCI de DGSHAPE du laboratoire MetzgerDental

1.1.4. Micro-tomodensitométrie

L'étude des échantillons a été réalisée par un micro-tomographe à rayons X : « *Easy-Tom 150-160* » de RX solution (Chavanod, France). Le générateur de rayon X utilisé est un générateur de rayon X 160kV nano-foyer avec filament en Lab6 (Lanthanum Hexaboride Filaments) et un imageur de type « Flat-Panel ».



Figure 21 : μ CT de l'ICS (Cronenbourg)

1.1.5. Outils de tribologie

Les tests mécaniques ont été réalisés sur une machine d'essai de fatigue : « *ElectroPuls E3000* » (Instron). Le montage pour la fatigue dynamique a été fabriqué par le laboratoire ICS Strasbourg (figure 22) défini selon les paramètres suivants : un capteur de force de 3kN ; une enceinte thermique à 37°C ; une cuve de liquide (H2O) ; une fréquence de 1 Hz et un nombre de cycles de 20.000.

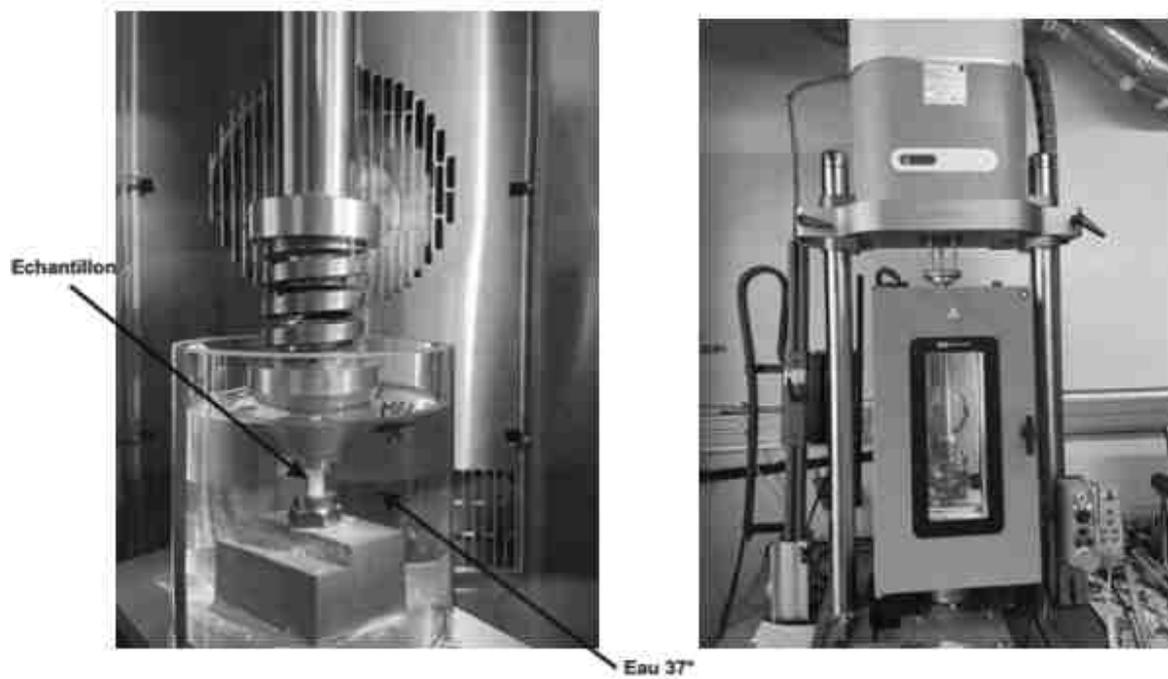


Figure 22 : ElectroPuls E3000 (ICS, Cronenbourg)

1.2. Méthodes

1.2.1. Fabrication des échantillons

Les échantillons se devaient d'être reproductibles et comparables à la littérature.

Pour la reproductibilité, la norme ISO 4049 utilisée pour mesurer l'épaisseur de l'adhésif, le temps de travail, la sensibilité à la lumière ambiante, la profondeur de polymérisation, la résistance à la flexion, la sorption des composites à l'eau, la stabilité de la teinte ou encore la radio-opacité a été utilisée.

Celle-ci définit la création de blocs de composites grâce à l'aide « d'un moule cylindrique en acier inoxydable séparé, de 6 mm de long, 4 mm de diamètre, sauf si le fabricant revendique une profondeur de polymérisation supérieure à 3 mm ; dans ce cas, le moule doit être au moins 2 mm plus long que le double de la profondeur de polymérisation revendiquée. »

Les échantillons ont ainsi été définis comme étant des blocs de composites cylindriques de longueur 4mm et de hauteur 10 mm suivant ces recommandations.

Plusieurs études utilisant la micro-TDM se servent d'échantillons cylindriques afin de réduire les effets du durcissement de faisceau (Peutzfeldt, 2004 ; Sun, 2009 ; Balthazard, 2013 ; Roriguez, 2015 ; Hirata, 2018 ; Haugen, 2020).

L'utilisation d'un adhésif universel contenant des monomères de 10-MDP pouvant se lier au métal, oblige l'utilisation d'un moule en téflon séparé (figure 23) pour cette étude. Le moule en téflon a été confectionné au sein du laboratoire.



Figure 23 : Moule en téflon séparé

Afin d'obtenir une bonne comparaison intergroupes lors de l'étude, il a été choisi de réaliser quatre catégories d'échantillons (figure 24) différentes :

- **Groupe 1** : composite Brillant Crios Coltene usiné par la « DWX-52DCI » de DGSHAPE
- **Groupe 2** : composite 3M™ Filtek™ One Bulk Fill réalisé dans le moule en téflon
- **Groupe 3** : composite 3M™ Filtek™ Z500 avec adjonction de 3M™ Scotchbond™ Universal réalisé dans le moule en téflon
- **Groupe 4** : composite 3M™ Filtek™ Z500 réalisé dans le moule en téflon

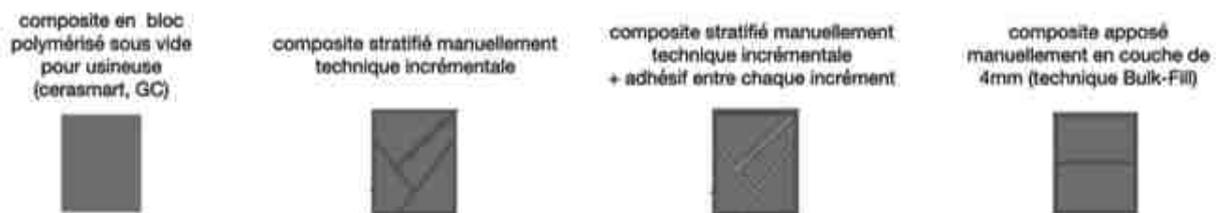


Figure 24 : Schéma des différents groupes (iconographie personnelle)

La réalisation de 16 échantillons par groupe (10 pour le cyclage et le microCT et 6 utilisés pour la compression statique) a été décidée. Le nombre d'échantillons a été choisi pour être comparable à ceux de la littérature (Oglakci, 20219 ; Han SH, 2017)

Le temps de polymérisation est donné par le distributeur soit 20 secondes par apport de matière (tableau 5 et 6).

Teintes	Épaisseur de la couche	Temps de photopolymérisation
Toutes les autres teintes	2,0 mm	20 s
Teintes opaques	1,5 mm	40 s

Tableau 5 : Temps de polymérisation indiqué par le fabricant pour le composite Z500 (3M)

Restoration Type	Increment Depth	Halogen Lights	LED Lights
Class I	4 mm	40 sec	20 sec
Class II	5 mm	20 sec each face	10 sec each face

Tableau 6 : Temps de polymérisation indiqué par le fabricant pour le composite Bulk (3M)

La fabrication des échantillons du **GROUPE 1** a été réalisée par l'usineuse *DWX-52DCI* de DGSHAPE du laboratoire MetzgerDental dans des blocs cylindriques de Brillant Crios Coltene (figure 25). Les plots de contention nécessaires pour maintenir la pièce lors de l'usinage ont été découpés puis polis.

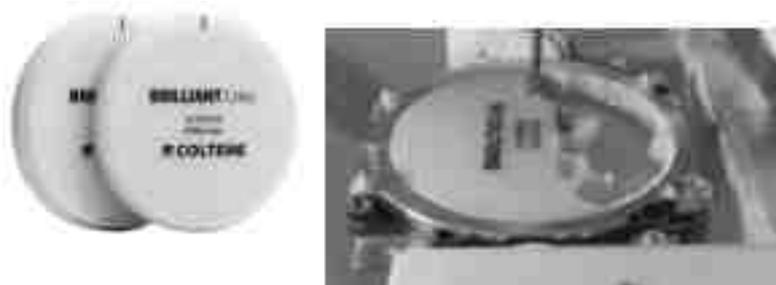


Figure 25 : Usinage des échantillons du groupe 1

La fabrication des échantillons du **GROUPE 2** Bulk fill (BF) a été réalisée par un seul opérateur. Selon la méthode suivante (figure 26) :

- 1) Mise en place du moule sur une plaque en verre de laboratoire
- 2) Apport successif de composite de 4-5mm (+ aide optique)
- 3) Photopolymérisation de 20 sec
- 4) Application d'un second apport de composite pressé avec lame de verre
- 5) Photopolymérisation de 20 sec

- 6) Désinsertion de l'échantillon et photopolymérisation finale
- 7) Calcul des dimensions avec pieds à coulisse numérique (doublement vérifié par la suite pour permettre de calculer la section = s et la contrainte = σ)

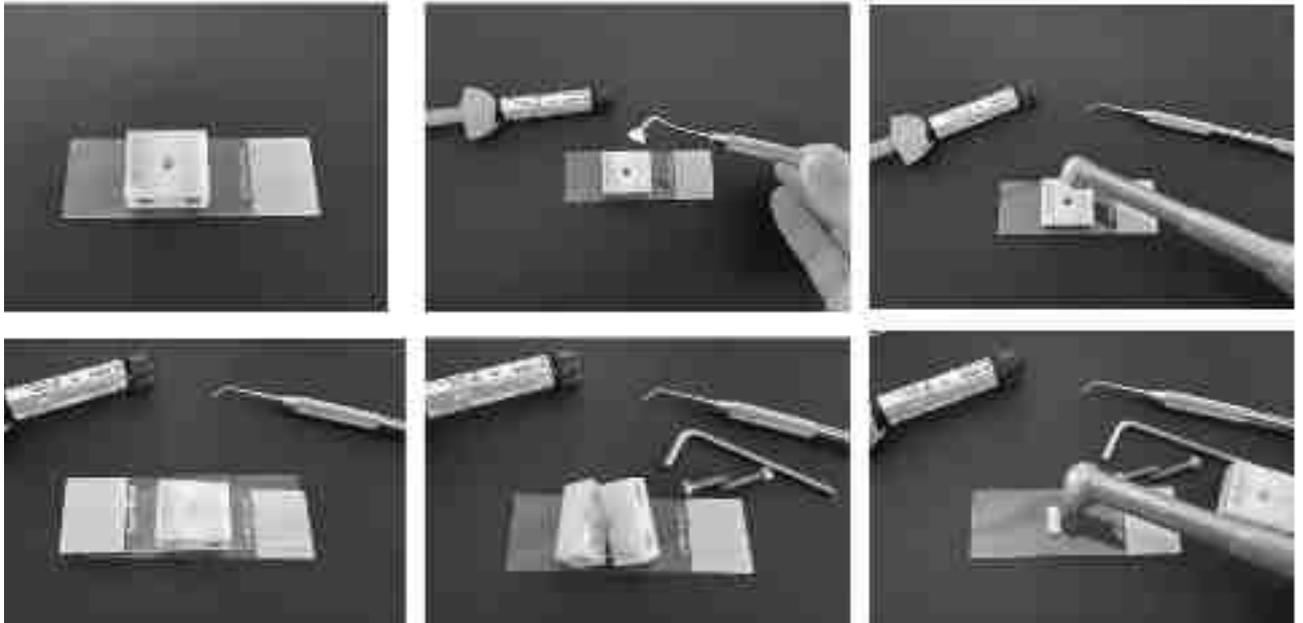


Figure 26 : Étapes de réalisation d'un échantillon du groupe 2 (iconographie personnelle)

La fabrication des échantillons du **GROUPE 3** « composite postérieur et adhésif » a été réalisée par un seul opérateur. Selon la méthode suivante (figure 27) :

- 1) Mise en place du moule sur une plaque en verre de laboratoire
- 2) Apport successif de composite de 2mm (+ aide optique)
- 3) Compaction du composite avec une microbrosse enduite d'adhésif
- 4) Adhésif soufflé grâce à un spray d'air
- 5) Photopolymérisation de 20 sec
- 6) Répétition du protocole 4 fois
- 7) Désinsertion de l'échantillon et photopolymérisation finale
- 8) Calcul des dimensions avec pieds à coulisse numérique (doublement vérifié par la suite pour permettre de calculer la section = s et la contrainte = σ)



Figure 27 : Échantillon du groupe 3 avec de l'adhésif (a), une strate de composite (b) et une lacune (c) (iconographie personnelle)

La fabrication des échantillons du **GROUPE 4** composite postérieur sans adhésif a été réalisée par un seul opérateur. Selon la méthode suivante :

- 1) Mise en place du moule sur une plaque en verre de laboratoire
- 2) Apport successif de composite de 2mm (+ aide optique)
- 3) Photopolymérisation de 20 sec
- 4) Répétition du protocole 4 fois
- 5) Désinsertion de l'échantillon et photopolymérisation finale



Figure 28 : Matériels utilisés pour la confection des échantillons (iconographie personnelle)

1.2.2. Acquisition et post traitement micro-CT

1.2.2.1. Acquisition

Une acquisition hélicoïdale a été réalisée avec les paramètres suivants : taille de voxel 5 μm ; énergie des rayons X 90 kW ; intensité de faisceau 60 μA ; 3456 images sur $3 \times 360^\circ$ avec une moyenne de 15 images par position ; capteur a une vitesse de 6,5 images par seconde. La méthode de reconstruction d'image utilisée est la rétroprojection filtrée.

Le temps d'acquisition moyen pour un échantillon est d'environ 3h.

1.2.2.2. Post traitement micro-CT

Le logiciel de traitement d'images est le logiciel « Vgstudiomax2021 » (figure 29).

Le protocole de post traitement des images peut se résumer en plusieurs étapes essentielles décrites ci-dessous.

Ce protocole a été rendu aussi automatique que possible afin de pallier à l'introduction d'un biais opérateur.

Dû aux différences entre les groupes certaines modifications ont été apportées dans le protocole.

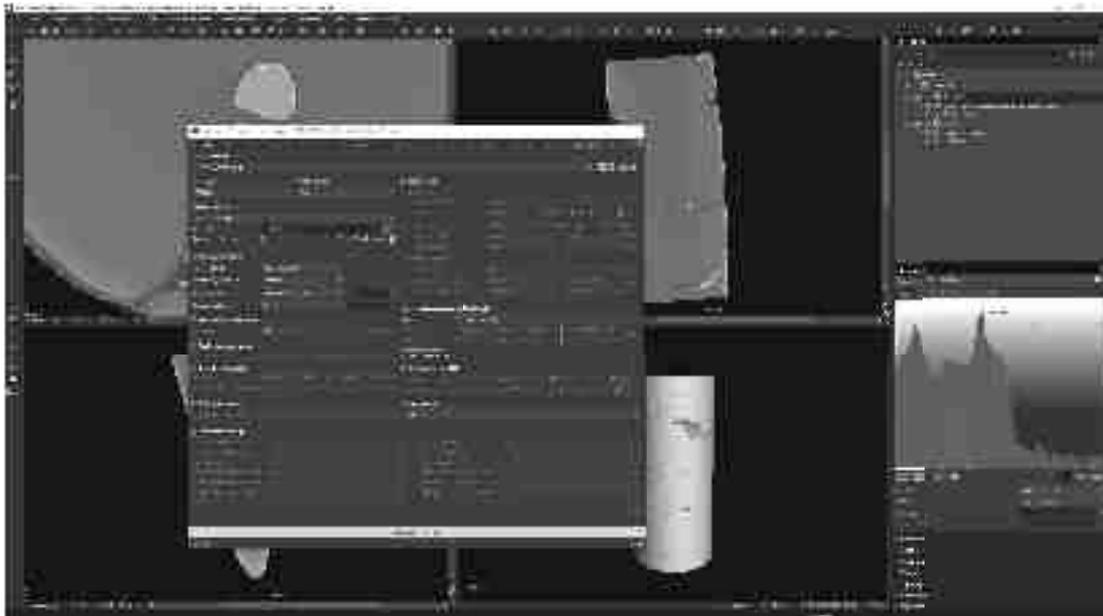


Figure 29 : Logiciel de traitement VGSTUDIO MAX 2022 (iconographie personnelle)

Au vu du niveau de gris très uniforme présent dans le groupe 1 seule une ROI de 9 mm de hauteur (region of interest) a été appliquée (figure 30). Il a été ensuite réalisé une détermination de surface, c'est-à-dire qu'à l'aide d'une courbe de répartitions des niveaux de gris il faut définir le seuil en dessous duquel le logiciel considère qu'un défaut est bien du vide. Pour finir, il a été utilisé le module de calcul des porosités du logiciel Vgstudio.



Figure 30 : Application d'une région d'intérêt sur un échantillon du groupe 1 (rectangle rouge)

Pour l'analyse de la porosité pour les groupe 2 et 4, après la réalisation d'un ROI de 9 mm de hauteur, un calcul des valeurs de gris a été réalisé afin de mieux définir les marges (ou seuils) d'études lors des déterminations de surface ; ainsi qu'une binarisation (figure 31) des images, permettant un gain de temps sur les calculs et sur la précision. La binarisation consiste à transformer l'image en noir et blanc et non plus en niveau de gris.

La détermination de surface permettra d'obtenir le volume total de la matière. Dans un second temps, une analyse des porosités avec le module de calcul des porosités a été effectuée.



Figure 31 : Échantillon du groupe 2 après binarisation (iconographie personnelle)

Pour l'analyse de la porosité du groupe 3, après la réalisation d'un ROI de 9 mm de hauteur, l'application d'un filtre médian de haute valeur permet au logiciel une meilleure précision. Le filtre médian utilisé dans d'autres études du même genre permet de « lisser » les données, il définit un point, centre d'une sphère dans laquelle il applique la valeur médiane de niveau de gris.

Puis, il a été réalisé une détermination manuelle des niveaux de gris de l'adhésif et du vide afin de la rendre la plus précise possible (figure 32). Dans un second temps, une analyse des porosités avec le module de calcul des porosités a été effectuée.



Figure 32 : Détermination de surface d'un échantillon du groupe 3 (iconographie personnelle)

1.2.2.3. Méthode de calcul du pourcentage de porosités

La porosité est l'ensemble des vides d'un matériau solide. La porosité est aussi une grandeur physique définie comme le rapport entre le volume des vides et le volume total d'un milieu.

$$\text{Porosité (\%)} = \frac{V_{\text{vides}}}{V_{\text{total}}}$$

Le volume total du matériau est égale à la somme du volume de solide et du volume des pores.

Afin d'obtenir le volume de porosités présent dans les échantillons, nous déterminons le volume de matière, c'est-à-dire le volume de composite et/ou adhésif présent d'en la ROI d'étude. Puis nous calculons le volume d'un cylindre de 9 mm de hauteur avec un rayon défini par les outils géométrique de logiciel.

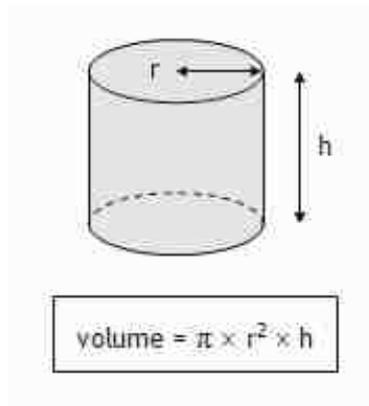


Figure 33 : Volume d'un cylindre

Puis nous soustrayons le volume du cylindre au volume de la matière pour trouver le volume des porosités et le divisons par le volume total pour trouver le pourcentage de porosités.

Cela n'a pas été possible dans le groupe 1 dans lequel les volumes de porosités étaient trop petits et les échantillons ne représentaient pas un cylindre parfait du fait de l'attache nécessaire lors de l'usinage.

1.2.3. Tests tribologiques

Des tests mécaniques complémentaires ont été réalisées dans le cadre d'un master 2 réalisé par Yael Levy et intitulé « Mechanical properties of dental composite resins obtained through different stratification techniques ». Ces tests avaient pour but de mettre en corrélation le pourcentage et la taille des porosités avec une éventuelle diminution des propriétés mécaniques et voir si avec l'application d'une usure mécanique, il y avait une augmentation des défauts.

1.2.3.1. *Test de compression statique*

Six échantillons de chaque groupe ont été soumis à un essai de compression statique en utilisant la machine INSTRON 4500 avec un capteur de force de 10kN. Les échantillons ont été chargés entre deux plateformes à une vitesse de 0,05mm/s jusqu'à la rupture. Ces essais ont été réalisés à température ambiante.

Trois échantillons ont été conduits à la rupture avant de commencer afin d'avoir la force de rupture avant les tests, et trois autres après avoir été cyclés.

1.2.3.2. *Test de compression dynamique*

Dix spécimens de chaque groupe ont été soumis à un essai de compression dynamique à l'aide de l'ElectroPuls E3000 d'INSTRON avec un capteur de force de 3kN.

Les échantillons ont subi 3000 cycles puis 7000 ont été ajoutés et enfin 10000 cycles supplémentaires.

Les tests ont été réalisés à une fréquence de 1 Hz et une amplitude générant une charge de 900N sur les échantillons correspondant à une contrainte de 70MPa. La machine était réglée sur un contrôle de déplacement sinusoïdal. Les échantillons ont été immergés dans de l'eau à 37°C pendant l'essai. La limite de fatigue a été testée jusqu'à 20000 cycles ou jusqu'à la rupture.

Les résultats des tests mécaniques ne seront pas présentés et expliqués dans la partie « résultats » car cela sort du travail réalisé dans le cadre de cette thèse (réalisé de façon synchrone pour un master 2) mais seront quand même mis en corrélation dans la partie discussion.

1.2.4. Analyse statistique

Les données sont présentées sur les graphiques sous forme de moyenne \pm écart type. La signification statistique de la différence des moyennes de deux groupes a été déterminée à l'aide du test de Student, ou test t. L'analyse de la variance (analysis of variance : Anova) a été utilisée pour déterminer la signification statistique de la différence entre les moyennes de trois groupes ou plus. La valeur $p < 0,01$ a été considérée comme indiquant une différence statistiquement significative pour chacun des résultats présentés.

2. Résultats

L'étude à la micro tomodensitométrie et la phase de cyclage ont permis d'obtenir plusieurs résultats, ils sont décrits ci-dessous dans l'ordre suivant l'observation des images réalisées, le pourcentage de porosités intragroupe et intergroupe, la répartition de la taille et du nombre de porosités en fonction du groupe et l'impact mécanique de la stratification.

Il a été observé sur les images des groupes réalisés à l'aide de la micro tomodensitométrie que les porosités se forment préférentiellement entre les différents apports de composites (figure 34). De plus, les quatre groupes présentent des caractéristiques propres, le groupe 1 Crios est un groupe très homogène avec des porosités très petites présentes dans la masse du composite. Les groupes 2 et 4 présentent quant à eux des porosités plus volumineuses à l'interface composite-composite. Le groupe 3 permet d'observer grâce à la différence de niveau de gris de l'adhésif et du composite la forme d'un apport et la répartition de l'adhésif lors de la stratification.

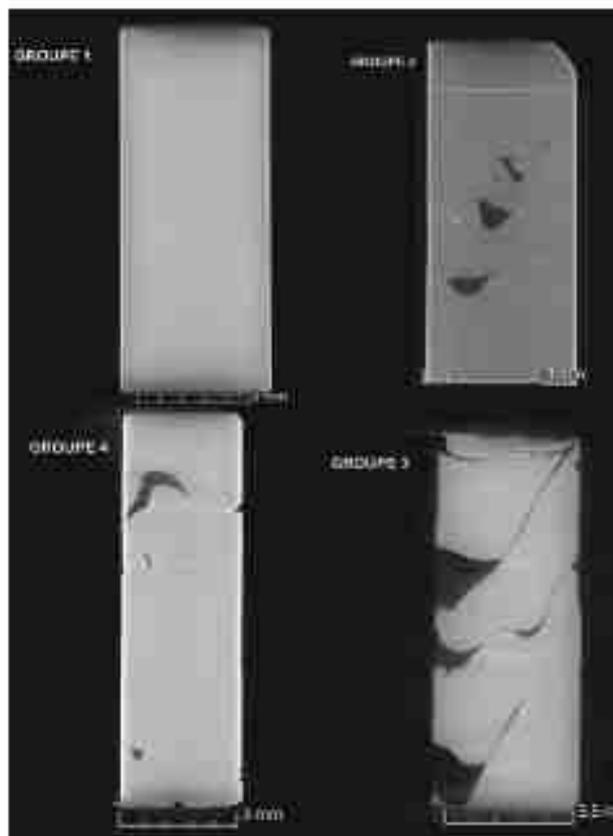


Figure 34 : Image des 4 échantillons (iconographie personnelle)

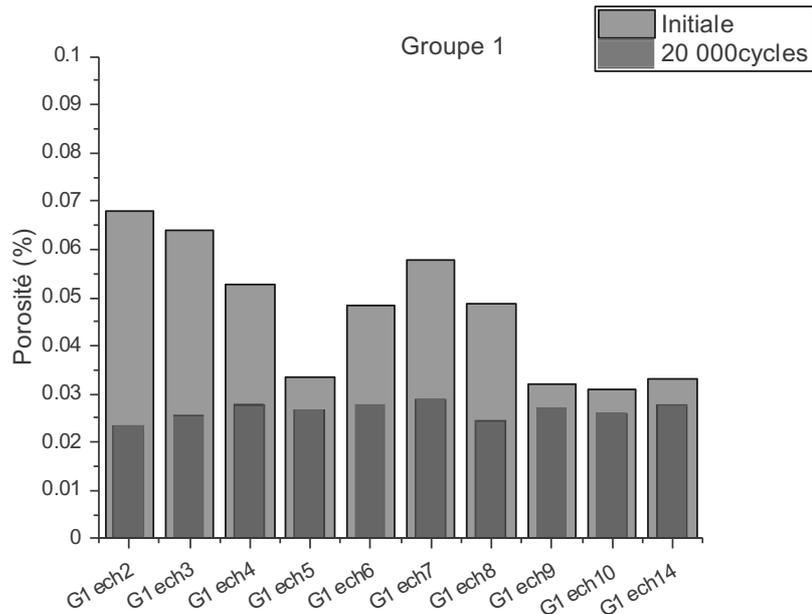


Tableau 7 : Pourcentage de porosités du Groupe 1 (usiné)

La valeur moyenne des porosités initiales du groupe 1 est de **0,047% ± 0,014%**. La valeur moyenne des porosités après 20000 cycles est de **0,026% ± 0,002%**.

On remarque qu'après cyclage des échantillons le pourcentage de porosités diminue presque d'un facteur 2. L'échantillon initial présentant le plus de porosités est l'échantillon 2 avec 0,068% et celui avec le moins de porosités est l'échantillon 10 avec 0,031%. Cette différence ne s'observe plus après cyclage des échantillons.

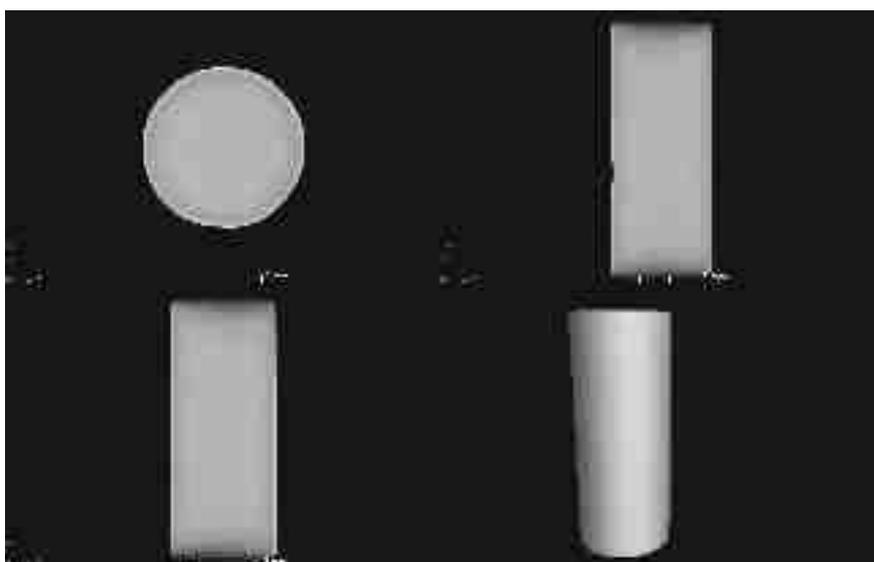


Figure 35 : Échantillon 2 du groupe 1 (iconographie personnelle)

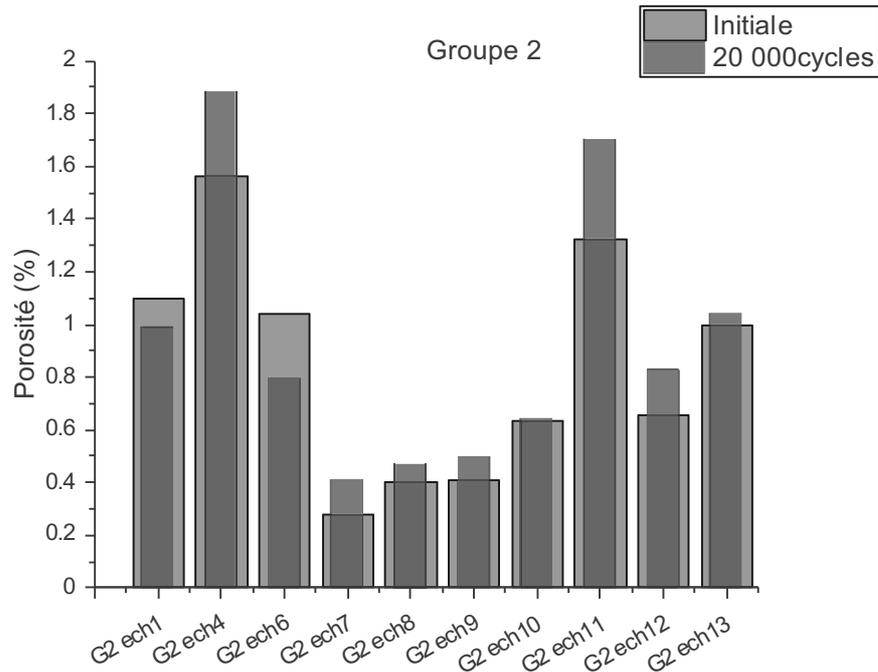


Tableau 8 : Pourcentage de porosités du Groupe 2 (Bulk)

La valeur moyenne des porosités initiales du groupe 2 est de **0,84%** \pm 0,428%. La valeur moyenne des porosités après 20000 est de **0,92%** \pm 0,505%.

Contrairement au groupe 1, il n'y a pas de baisse des porosités après cyclage. De plus le groupe 2 présente une plus grande hétérogénéité de valeur allant de 1,50% de porosités pour l'échantillon 4 (initiale) à 0,28% pour l'échantillon 7 (initiale).

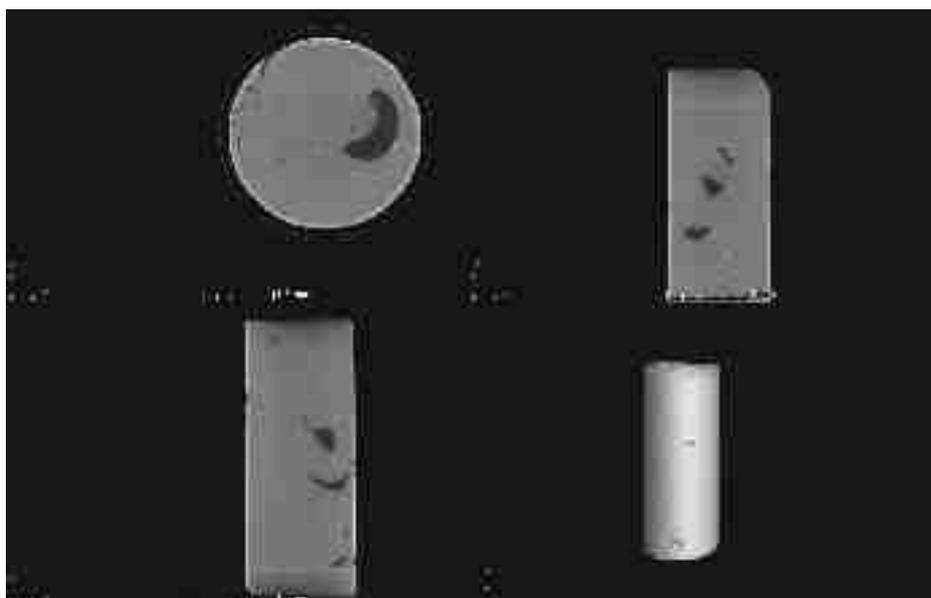


Figure 36 : Échantillon 4 du groupe 2 (iconographie personnelle)

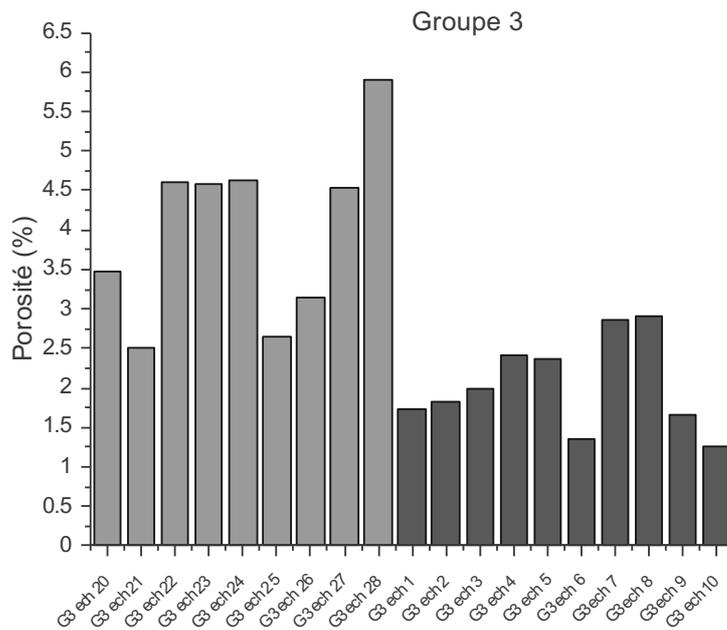


Tableau 9 : Pourcentage de porosités du Groupe 3 (adhésif)

Le groupe 3 présentent un ensemble de 18 échantillons, un choix expliqué dans la partie 3.3. La valeur moyenne des porosités initiales du groupe 3 est de **2,97%** \pm 1,32%. La valeur moyenne des porosités après 20000 cycles n'a pas pu être calculée.

De plus le groupe 3 présente une plus grande hétérogénéité de valeur allant de 5,91% de porosités pour l'échantillon 28 à 1,26% pour l'échantillon 10.

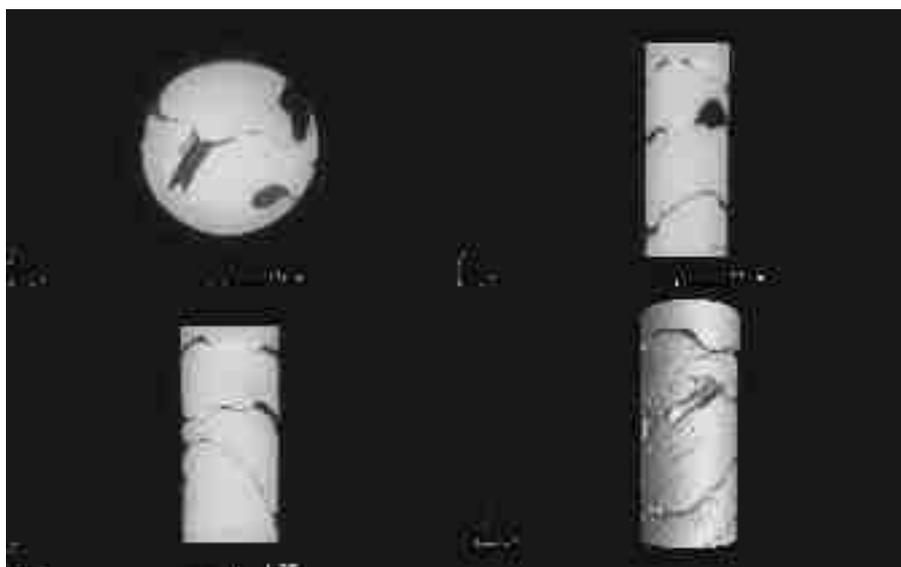


Figure 37 : Échantillon 28 du groupe 3 (iconographie personnelle)

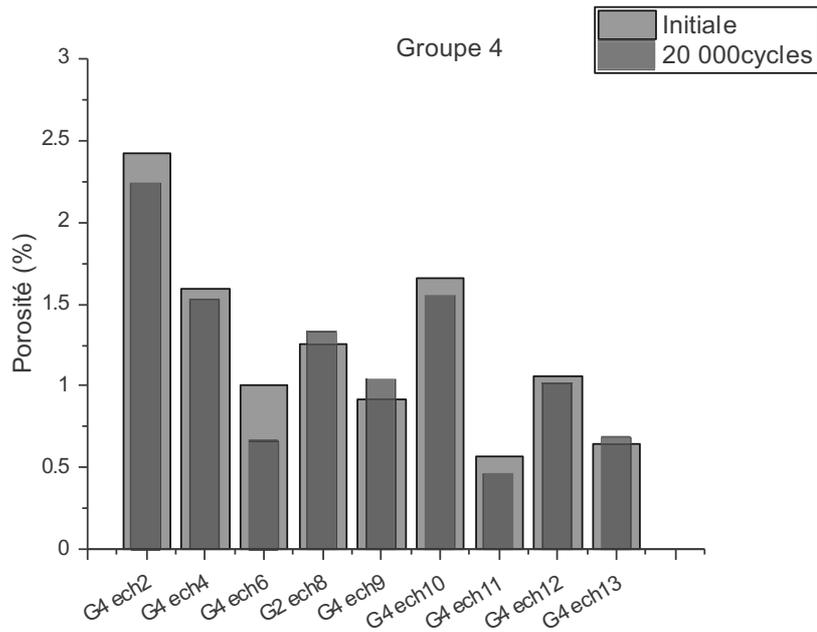


Tableau 10 : Pourcentage de porosités du Groupe 4 (incrémentiel)

La valeur moyenne des porosités initiales du groupe 4 est de **1,24% ± 0,57%**. La valeur moyenne des porosités après 20000 cycles est de **1,23% ± 0,71%**. On remarque que le cyclage des échantillons n'a eu que très peu d'impact sur le pourcentage de porosités. L'échantillon initial présentant le plus de porosités est l'échantillon 2 avec 2,42% (initiale) et celui avec le moins de porosités est l'échantillon 11 avec 0,57% (initiale). De même que dans les groupes précédant, les échantillons sont très hétérogènes.

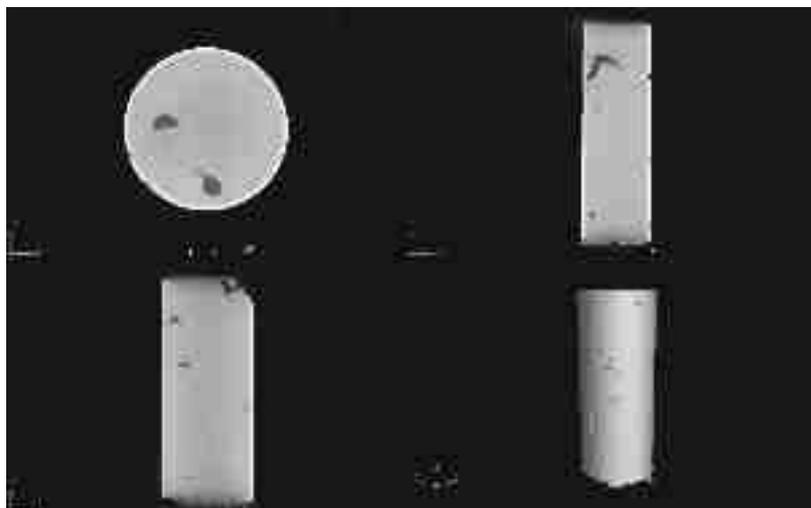


Figure 38 : Échantillon 2 du groupe 4 (iconographie personnelle)

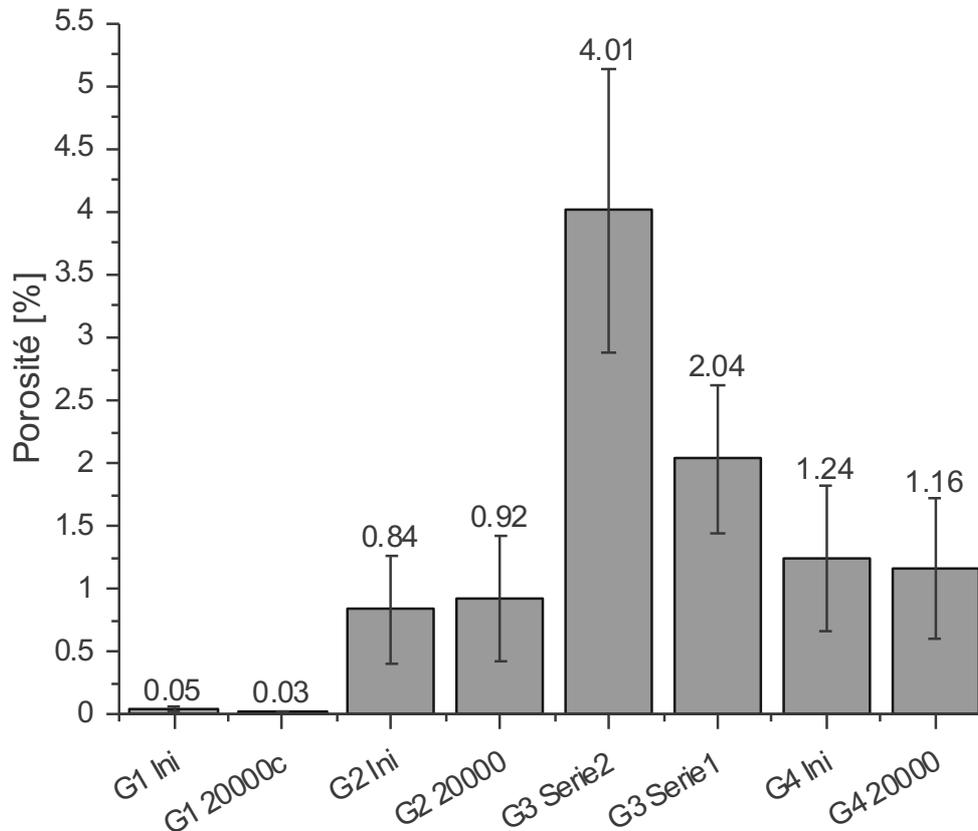


Tableau 11 : Comparaison des pourcentages entre les différents groupes

A l'issue d'un test t de Student, le calcul du degré de significativité p, permet d'accepter ou de rejeter l'hypothèse H_0 au risque de 1ère espèce 5%. Le résultat de notre test t de Student est $p > 0,01$, soit un degré de significativité de 1%.

Il existe donc une différence significative de pourcentage de porosités entre tous les différents groupes. L'hypothèse H_0 , le type de matériaux n'a pas d'impact sur le pourcentage de porosités a été rejetée.

Seuls les groupes 2 BF et 4 Z500 ne présentent pas de différence significative.

L'échantillon avec le plus grand pourcentage de porosités est l'échantillon 28 du groupe 3 (initiale) avec 5,91% et celui présentant le pourcentage le plus faible est l'échantillon 10 (initiale) avec 0,031%.

Pourcentage de porosité en fonction du nombre de cycle	0 cycle	3000 cycles	10000 cycles	200000 cycles
Groupe 1 échantillon 2	0,07	0,06	0,05	0,02
Groupe 2 échantillon 1	1,10	1,38	1,27	0,99
Groupe 3 échantillon 2	1,82	∅	∅	∅
Groupe 4 échantillon 2	2,42	2,94	2,39	2,23

Tableau 12 : Différentes valeurs de porosités en fonction du nombre de cycles

Afin de voir l'impact du cyclage sur le pourcentage de porosités, nous avons fait passer un échantillon de chaque groupe à différentes valeurs de cyclage. Nous observons généralement une légère baisse des porosités proportionnellement à l'augmentation du nombre de cycles.

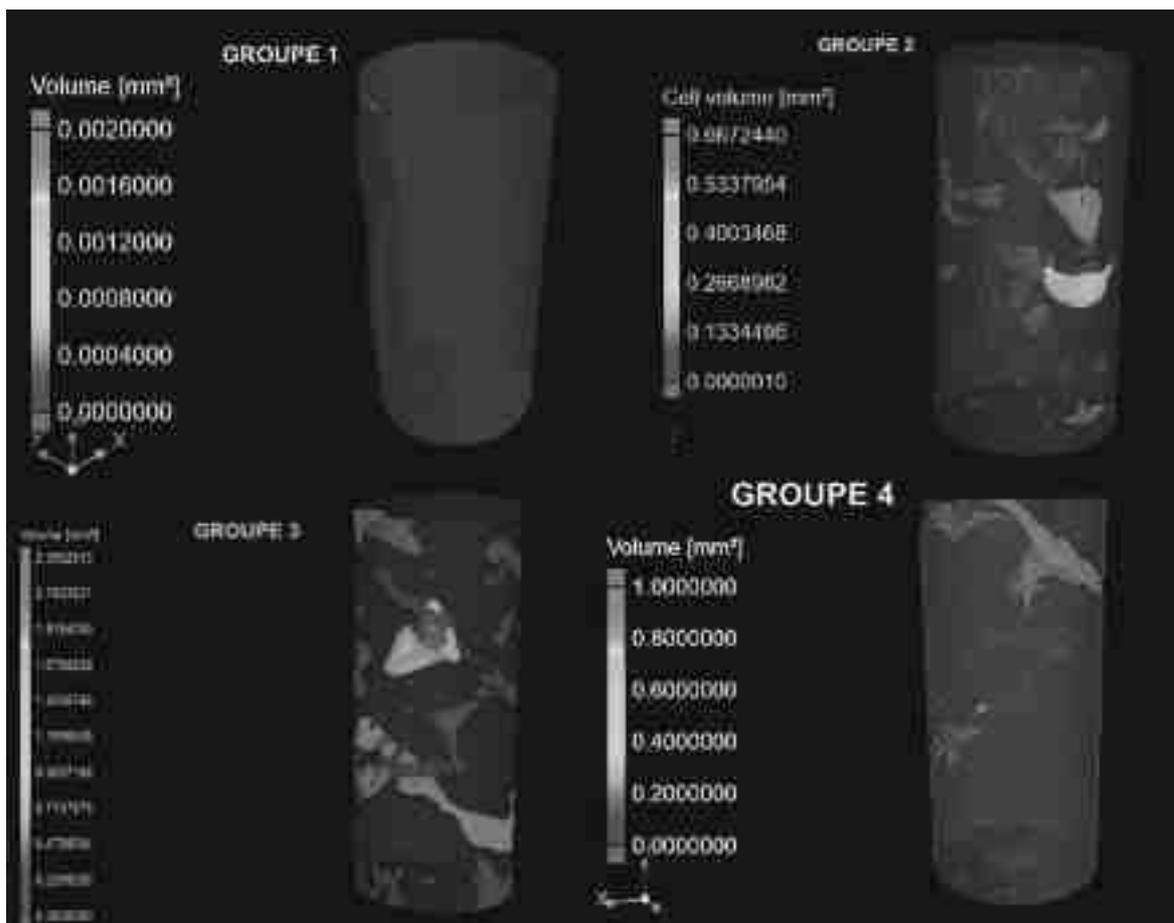


Figure 39 : Porosité dans les échantillons (iconographie personnelle)

Sur la figure 39, il peut être observé par transparence les porosités présentes dans les échantillons. Il est intéressant d'étudier leurs caractéristiques comme leur nombre ou leur taille entre les différents groupes.

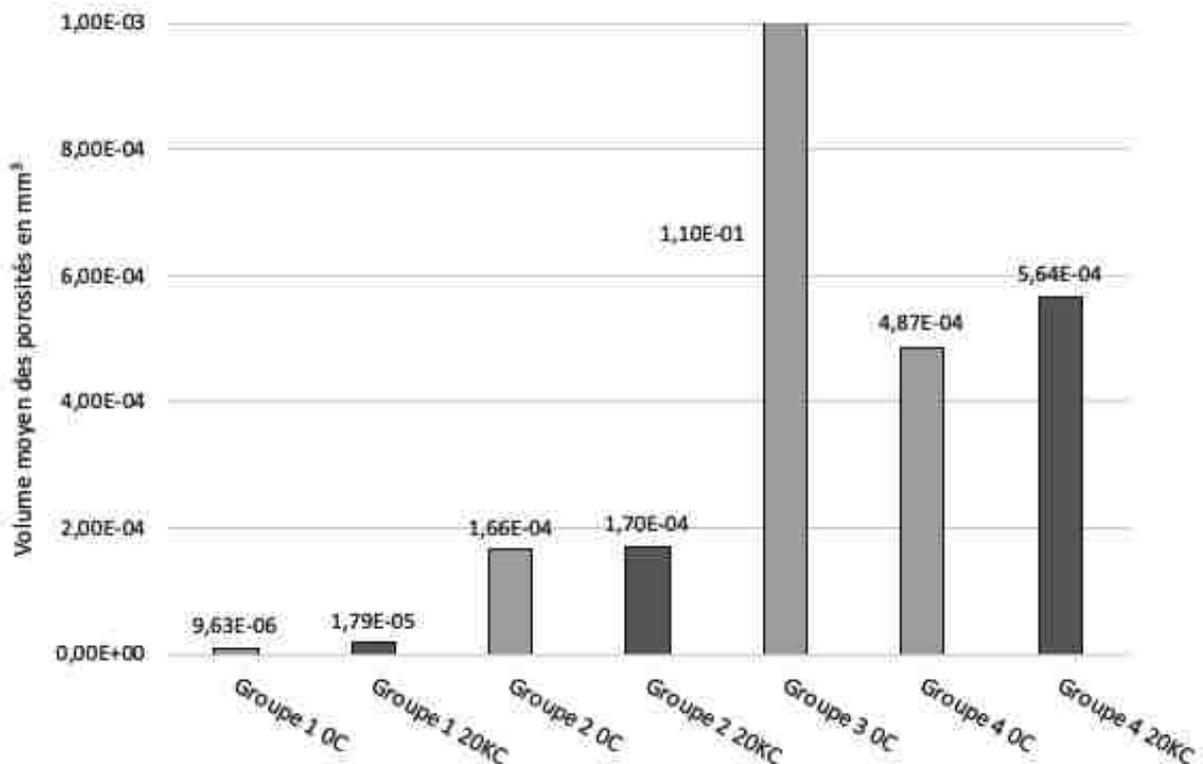


Tableau 13 : Volume moyen des porosités en fonction des groupes

Les résultats sont très hétérogènes, ainsi dans le groupe 3 le volume moyen des porosités est de 0,11 mm³ alors que dans le groupe 1 celui-ci est de 9,63E-10⁻⁶ mm³. On observe que même si les pourcentages de porosités du groupe 2 et 4 ne sont pas significativement différents, le volume moyen de leurs porosités lui l'est. Ainsi, les vides présents dans le groupe 4 sont plus volumineux que ceux du groupe 2. De plus, on observe une légère augmentation du volume après cyclage des échantillons.

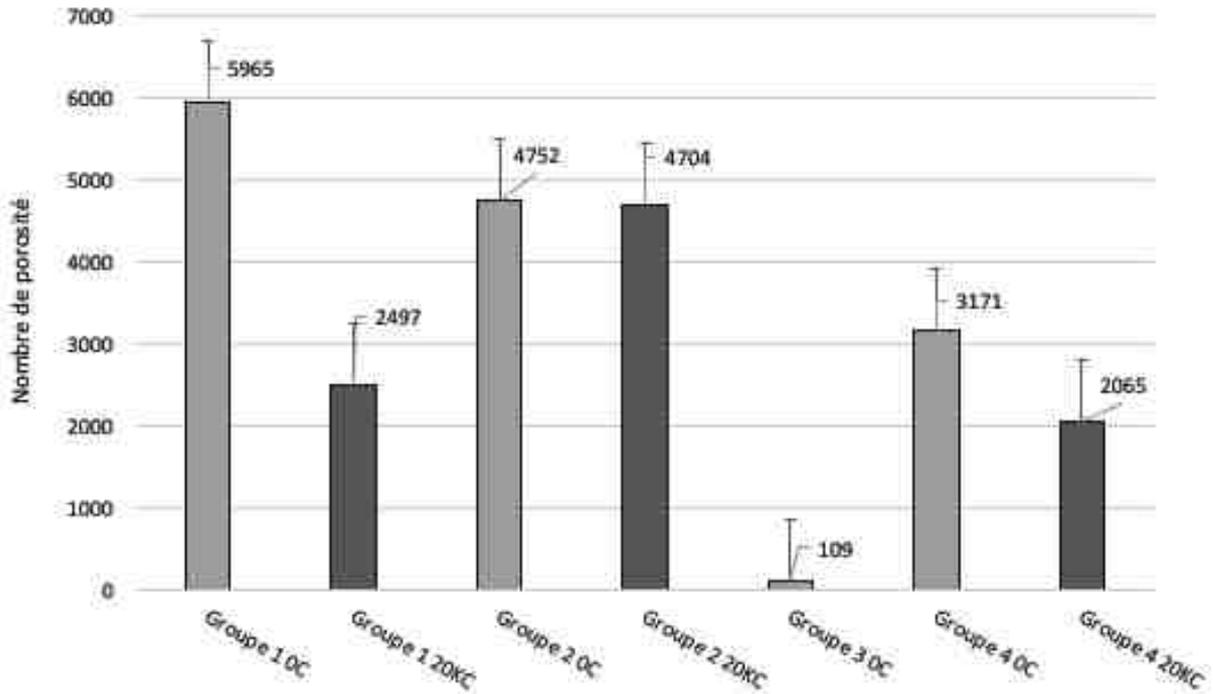


Tableau 14 : Nombre de porosités en fonction des groupes

Le plus grand nombre de porosités est observé dans le groupe 1 avec 5965 porosités en moyenne et le plus faible est dans le groupe 3 avec 109 porosités en moyenne. Le groupe 4 présente moins de porosités que le groupe 2. Le nombre de porosités dans les groupes tend à diminuer après le cyclage mais comme vu précédemment leurs volumes moyens augmentent. Il est possible d'avancer que les porosités de plus faible diamètre disparaissent lors de l'application d'une force mécanique.

Donc le groupe 4 présente des porosités plus grandes mais en plus petit nombre que le groupe 2. Le groupe 1 présente quant à lui le plus de porosités mais de plus petit volume que les autres groupes et le groupe 3 à l'inverse présente le moins de porosités mais de plus grand volume que les autres groupes.

Le matériau et la méthode de stratification influent donc non seulement sur l'incorporation de porosités mais aussi sur la morphologie et le nombre de celles-ci.

3. Discussion

Les résines composites sont des matériaux largement utilisés en dentisterie restaurative car elles sont esthétiques, offrent de bonnes propriétés mécaniques et ont un panel d'application large et adaptable. (Miletic, 2018).

Cependant le retrait de polymérisation, la variabilité importante de l'adhésion, les conditions physico-chimiques de l'environnement et les propriétés mécaniques améliorables sont autant d'éléments pouvant compromettre le bon maintien des restaurations en résines composites dans la cavité buccale. Ces paramètres largement étudiés dans la littérature sont les points clés de la réussite de la thérapeutique.

Mais d'autres paramètres comme la présence de porosités peuvent avoir un effet significatif sur la pérennité des soins (Balthazard, 2015).

Les vides peuvent agir comme des concentrateurs de contraintes et donc être le point de départ de fractures ou de fissures, ils peuvent également augmenter l'absorption d'eau du composite et en affecter négativement les propriétés mécaniques (Balthazard, 2013).

De plus les vides à l'interface de l'adhésif réduisent la force d'adhésion entre le composite et le système adhésif en réduisant la surface totale collée.

Sur la surface de la restauration les défauts peuvent aussi entraîner une plus grande rétention des bactéries et augmenter la formation de biofilms (Haugen, 2020).

Les estimations de la quantité de porosités dans les résines composites varient d'une étude à l'autre et se situent généralement entre 0,5 et 4 %. Ce grand intervalle peut s'expliquer par des facteurs liés à la manipulation du matériau en laboratoire ou en clinique, ainsi que par les propriétés inhérentes du matériau lui-même en fonction des qualités et des quantités d'oligomères et de charges (Nilsen, 2020).

Dans l'étude réalisée lors de cette thèse, le pourcentage de porosités varie entre 0,031% et 5,91%. Cela est principalement dû au fait qu'aucune des études n'incluent un composite de laboratoire tel que le Crios et une stratification des composites avec de l'adhésif (Balthazard, 2013 ; Demirel, 2018 ; Haugen, 2020 ; Nilsen, 2020 ; Hirata, 2018 ; Elbishari, 2012).

Pour rappel, les trois hypothèses testées sont : (1) le type de matériau n'a pas d'impact sur le pourcentage de porosités, (2) la méthode de stratification des résines composites n'a pas d'impact sur l'incorporation de porosités, (3) la présence d'adhésif dans la structure du composite ne réduirait pas sa résistance mécanique (partie 3.4).

Le type de matériaux a-t-il un d'impact sur le pourcentage de porosités ? Et la méthode de stratification influe-t-elle sur le pourcentage de porosités ?

Plusieurs opinions se confrontent, pour certains auteurs une technique incrémentale bien réalisée devrait permettre d'obtenir une structure cohésive, empêchant l'apparition de défauts internes et la dégradation rapide des restaurations composites (Alqudaihi, 2019). Pour d'autres auteurs avancent que la multiplication des incréments augmente le risque d'incorporer des porosités donc que les composites Bulk seraient plus adaptés avec de plus un retrait de polymérisation normalement plus faible. Et enfin, certaines publications avancent que l'utilisation de résines de modelages plus fluides réduiraient le pourcentage de porosités (Aldrighi Münchow, 2014).

Certains auteurs parlent donc d'une supériorité de la méthode incrémentielle comme Alqudaihi ou Tudor Stan en 2019.

D'autres avancent un pourcentage de porosités inférieure avec un composite bulk par rapport à la méthode incrémentale comme Soares en 2017 ou Demirel en 2018.

Et encore d'autres ne trouvent pas de différence, Opdam en 2003 conclut par l'absence de différence significative entre les méthodes de stratification.

Notre étude montre quant à elle une absence de différence dans le pourcentage de porosités entre le composite OBF et le composite Z500.

Mais elle montre aussi une différence de porosités significative entre les autres matériaux et les autres méthodes de mise en place.

Hirata en 2015 conclut que les différences de porosités sont explicables du fait des différences de composition des composites.

Les porosités apparaissent dans la matrice résineuse (Opdam, 2003) mais ici ce n'est pas une explication possible car les trois composites ont un pourcentage de phase organique similaire (OBF = 41,5% ; Z500 = 40,5% et Crios = 48,5%)

Il faut regarder la phase inorganique pour peut-être trouver un élément de réponse.

La taille des charges peut aussi être une explication des différences de porosités (Elbishari, 2012) en effet les composites de l'étude présentent des différences : OBF a un maximum de taille de charge de 100nm alors que le Z500 et le Crios présentent, quant à eux, des charges supérieures à 1000nm.

Elbisari et al. ont constaté que le pourcentage de vides augmente avec la taille des charges, le pourcentage le plus élevé (3,53 %) étant observé dans un matériau composite à base de résine contenant les plus grosses particules de charge de 1 500 nm.

Cependant comme OBF et Z500 ne présentent pas de différence, il peut être déduit que la taille des charges n'a qu'un impact minime dans l'apparition des porosités.

Si la composition ne peut pas donner une réponse satisfaisante de l'origine des porosités, est ce que la méthode de stratification des résines composites en a-t-elle une ?

Le composite Crios, témoin dans cette étude, est le résultat d'une polymérisation thermique contrôlée sans contrainte (fiche technique Coltene). Les procédés de fabrication ne sont pas divulgués par le fabricant mais beaucoup de composites usinables sont polymérisés grâce à une température et une pression élevées (Alamouh, 2018), pouvant expliquer le taux de porosités très faible et des propriétés mécaniques plus importantes.

Les autres méthodes de stratifications présentes dans cette étude montrent toutes un pourcentage de porosités supérieur au composite Crios, le composite Z500 stratifié avec de l'adhésif présente quant à lui le pourcentage le plus élevé.

Certains auteurs avancent pourtant que cette technique permettrait de réduire les porosités. Comme Aldrighi Münchow en 2014 qui déduit que l'adhésif utilisé comme liquide de modelage provoque une diminution des porosités car les composites présentent une moins bonne sorption à l'eau. D'autres auteurs font cette déduction car l'adhésif améliorerait la stabilité chromatique (Santos Araujo, 2018 et Sedrez-Porto, 2016).

Effectivement, on a pu observer qu'une couche d'adhésif vient toujours se mettre à l'interface, englobant même les vides, ce qui réduit probablement l'absorption de l'eau et du colorant par le composite mais pas forcément la quantité de porosités.

Les auteurs préconisant cette technique plébiscitent le fait que grâce à la faible viscosité de l'adhésif celui-ci serait capable de remplir les vides et permettrait une facilité d'application des apports de composites (voir 3.1).

Cependant cette baisse de viscosité ne fait pas consensus dans la littérature, en effet plusieurs études montrent que le pourcentage de porosités est plus important dans les composites de faible viscosité (Balthazard, 2013 et Demirel, 2018).

De plus d'autres études montrent que l'endroit présentant le plus de porosités est entre l'adhésif et le composite et même dans l'adhésif lui-même cela est cependant dépendant de la viscosité de l'adhésif et de son épaisseur (Nahedh, 2017).

Les études montrent aussi que les porosités les plus volumineuses sont observées au joint adhésif/composite (Alqudaihi, 2019).

Dans l'étude réalisée pour cette thèse, il a en effet été constaté la présence de plus grande porosités dans ce groupe et dans la majeure partie du temps entre une couche d'adhésif et de composite.

De plus le choix de l'adhésif conseillé par le fabricant, un adhésif universel, a impacté les propriétés mécaniques des échantillons.

En effet, Paolone en 2022 a réalisé une méta-analyse montrant que l'adhésif universel utilisé comme résine de modelage provoque des effets négatifs. La présence de monomères et de solvants hydrophiles affectent négativement les propriétés mécaniques et la stabilité de la surface des composites par rapport aux adhésifs non solvatés et moins hydrophiles. La teneur élevée en solvants (alcool, acétone) est responsable de phénomènes qui entraînent une diminution de la fiabilité des liaisons. Effectivement l'adhésif utilisé pour cette étude contient entre 10-15% d'eau et 10-15% d'éthanol.

Aldrighi Münchow en 2014 montre que des adhésifs non chargés hydrophobes (scotbond multi purpose, MR3) seraient plus efficaces pour le modelage des composites.

L'utilisation d'adhésif ou de liquide de modelage fait débat dans la littérature si des auteurs comme Bayraktar en 2021 indique que le liquide de modelage réduit les propriétés mécaniques des composites car l'application des agents sur la surface crée une couche superficielle riche en résine plus fragile.

D'autres auteurs, comme par exemple Paolone (2022), démontrent des points positifs à l'utilisation de modeling liquide ou d'autres adhésifs comme une augmentation de la

stabilité chromatique ou une augmentation des forces de liaison entre les couches de composites.

Mais ils expliquent aussi que les informations concernant les effets sur les résines composites sont encore rares et que les résultats doivent être pris avec précaution. Il serait nécessaire de réaliser des études complémentaires.

Même si les études ne sont pas encore formelles, il y aurait tout de même un type d'adhésif éventuellement utilisable en tant que résine de modelage : les adhésifs non chargés hydrophobes de type MR3 avec une viscosité faible et une épaisseur fine.

Si la réduction de l'apparition des porosités est un défi quotidien pour le chirurgien-dentiste il n'existe que très peu de littérature sur le sujet et surtout très peu d'études récentes relatant leur impact sur la clinique.

McCabe en 1986 indique qu'une augmentation de 1,5% à 3% de porosités réduirait la résistance à la compression de 30-50%. Et Maske en 2019 démontre que de très petites lacunes supérieures ou égales à 30 μm peuvent permettre le développement de caries secondaires indépendamment du niveau d'activité carieuse du patient.

En effet la multiplicité des facteurs et leurs interdépendances dans le rôle des propriétés des matériaux rend l'étude de l'influence du paramètre « porosité » extrêmement difficile à quantifier (Balthazard, 2013).

Donc le type de matériaux des composites ou de l'adhésif ont un impact sur le pourcentage de porosités et la méthode de stratification des résines composites a un impact sur l'incorporation de ces mêmes porosités.

Lors de la réalisation de cette étude divers paramètres plus ou moins contrôlables sont entrés en jeux, ils vont être décrits ci-dessous.

3.1. Réalisation des échantillons

Un des objectifs de toutes études est de pouvoir comparer les résultats inter-groupes, intra-groupes et avec les autres études déjà réalisées.

Pour ce qui est des comparaisons inter-groupes, tous les échantillons ont subi les mêmes protocoles de stockage, les mêmes protocoles de réalisation et les protocoles les plus similaires quant au calcul des données.

La comparaison avec la littérature a été plus compliquée d'une part du fait du peu d'études utilisant l'adhésif comme liquide de modelage (Paolone, 2022) et d'autre part des variabilités tant sur les matériaux utilisés que sur les techniques de mise en place, voir même les techniques d'analyses des résultats.

Les résultats nous montrent des variations importantes intra-groupe, différentes explications sont possibles comme expliqué précédemment. Mais est-ce que seuls les paramètres liés aux matériaux ou à la méthode de stratification ont une influence sur le taux de porosités ?

Le facteur humain a été minimisé au maximum car un seul est même opérateur a réalisé tous les échantillons. Des études comme Nilsen en 2020 utilise un dentiste avec plus de 10 ans d'expérience pour réaliser les échantillons, ici c'est un étudiant en dernière année de chirurgie dentaire qui les a réalisés.

L'instrument de stratification joue-t-il un rôle dans l'apparition de porosités ? Balkaya et al (2022) expliquent que les micro-brosses du fait de leur structure non métallique à poils souples peuvent emprisonner du matériau ou de l'air, ce qui peut créer de nouvelles bulles pendant le mouvement.

Il est important de noter que les méthodes utilisées pour prélever les échantillons de matériaux peuvent entraîner des surfaces irrégulières et entraîner l'emprisonnement d'air. En outre, lorsqu'on retire l'instrument de la zone de travail, une partie du matériau composite peut rester collée à la spatule, ce qui augmente encore les chances d'incorporer de l'air dans le matériau (Asmussen, 1982).

Pour cette raison, il est recommandé d'utiliser un fouloir pour condenser les incréments de matériau. Cette méthode permet d'éliminer les porosités potentielles et d'obtenir une adaptation optimale des incréments (Ironsides, 1993).

La pression exercée par le fouloir peut cependant entraîner une dépression du matériau et une élévation de l'incrément sur le pourtour de celui-ci, ce qui peut donner une surface finale avec une topographie complexe qui ne favorise pas l'adaptation entre les deux couches.

Ces effets sont majorés lors de l'utilisation d'une couche d'adhésif car l'apport de composite n'adhère plus avec le composite déjà présent et rend d'une part la compression plus compliquée due au mouvement des deux incréments entre eux et d'autre part le phénomène de dépression est augmenté.

Si l'incorporation d'air dans la résine peut être due à la manipulation clinique du matériau, il n'en est pas moins vrai que des bulles peuvent être initialement présentes au sein du matériau conditionné (figure 40) sous forme de seringues ou de compules (Nilsen, 2020).

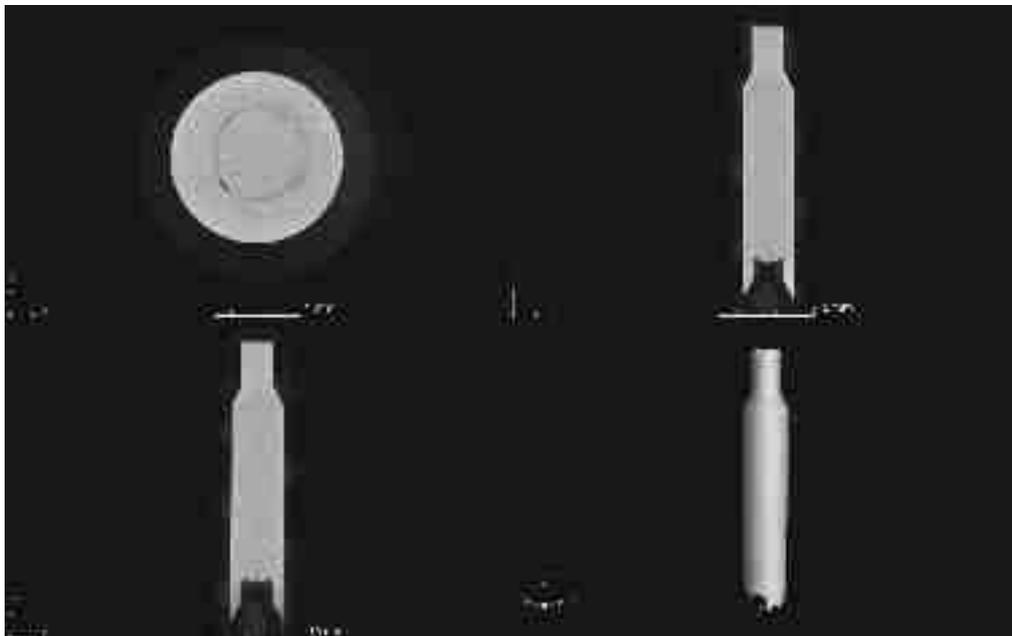


Figure 40 : Compule du composite Bulk (iconographie personnelle)

On peut remarquer que les porosités sont plus présentes dans l'axe de poussée de la vis. Nilsen et al. montrent qu'il y a toujours plus de pores dans les compules de composites que dans la partie extrudée et la restauration. Cela reste un facteur

important dans l'explication de l'origine des vides dans la future restauration. Le taux de porosités présent dans la compule est de 0,028% donc le rôle de la porosité initiale dans les compules parait minime.

Lors de cette étude, il a été décidé de réaliser un modèle non inclus dans une dent. Car certains auteurs mettent en avant la difficulté d'obtenir un échantillon conséquent homogène de dents extraites (Menees, 2015 ; Hirata, 2015).

Cependant il semble intéressant de réaliser des études *in vivo* ou du moins sur modèle dentaire.

Même si comme vu précédemment des différences dans la phase inorganique peuvent expliquer la présence de porosités, les résines composites incluses dans l'étude ont été sélectionnées de sorte à avoir une grande similitude au niveau de leur composition chimique, afin de minimiser le risque de biais. Le choix de ces composites s'est porté sur deux composites provenant du même fabricant (3M). Il a été utilisé l'adhésif conseillé par le fabricant pour ce type de composite, le 3M™ Scotchbond™ Universal. La lampe à photopolymériser répond au cahier des charges du fabricant des matériaux composites, c'est-à-dire qu'il conseille une lampe halogène ou LED ayant une intensité minimale de 400 mW/cm² dans la plage de 400 à 500 nm (domaine d'absorption de la camphorquinone) ; ce sont des caractéristiques que la Smartlite focus possède : son intensité minimale est de 1000 mW/cm², sa plage de photopolymérisation est de 460 nm à 500 nm.

Il était important pour l'étude d'avoir une implication clinique, c'est pourquoi la prise en compte du temps de réalisation des échantillons a été réalisée ; résumé ci-dessous dans un tableau de moyenne, il permet d'approximer un gain de temps clinique certain pour le composite Bulk fill.

Groupe	Moyenne (en min)
Groupe 2 : composite bulk fill	2 min. 00 sec. 450 ms
Groupe 3 : composite Z500	4 min. 18 sec. 450 ms
Groupe 4 : composite Z500 + adhésif	5 min. 51 sec. 222ms

Tableau 15 : Moyenne du temps de réalisation des échantillons

3.2. Méthodes de post-traitement et calcul du volume de porosités

L'effet de durcissement du faisceau du μ CT est un inconvénient causé par les rayons X polychromatiques. Les rayons de basse énergie sont absorbés plus rapidement que ceux de haute énergie lors de leur traversée de l'objet. Afin de réduire le phénomène, même si celui-ci est inévitable sur les bords des échantillons, un filtre en cuivre a été appliqué lors de l'acquisition des échantillons. Le durcissement se manifeste par un niveau de gris différent entre du composite sur les « bord » du cylindre et au centre de celui-ci, rendant de ce fait la définition du niveau de gris nécessaire pour le calcul des porosités compliqué à atteindre parfaitement. De plus la mise en place d'une région d'intérêt (ROI) a permis de s'affranchir des bords supérieurs et inférieurs car ces zones présentaient des niveaux de gris généralement plus faibles que le reste du matériau.

La radio-opacité d'une résine composite dépend de sa teneur en charge et du type de charge. Le pourcentage de charge des adhésifs est inférieur à celui des composites à base de résine. L'adhésif se distingue visuellement des composites en résine sur les images μ CT (figure 41) mais le logiciel de calcul n'arrive pas à faire la différence entre le niveau de gris de l'adhésif et celui du vide (Sumitani, 2018).

Certaines études décident de ne pas utiliser d'adhésif car cela rend difficile l'analyse des porosités (Tudor Stan, 2019).

Hirata et al. décrivaient déjà en 2015 que l'une des limites actuelles de la méthode est que les matériaux qui n'ont pas une radio-opacité suffisante et qui n'ont pas ou qui ont une faible teneur en charges comme les adhésifs sont difficiles à reconstruire par le logiciel.

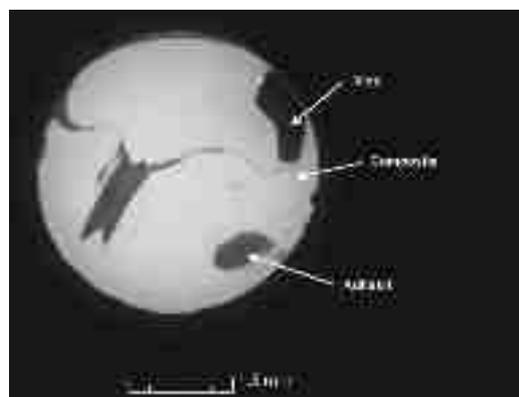


Figure 41 : Différents niveaux de gris d'un échantillon du groupe 3

L'utilisation d'un contrasteur tel que le nitrate d'argent ne semble pas être une solution adéquate pour augmenter la différence de contraste car celle-ci augmenterait l'effet du durcissement du faisceau et réduirait la précision des calculs. Il pourrait être intéressant de rajouter des charges radio-opaques similaires à celles des composites tels que du baryum ou du trifluorure d'ytterbium/yttrium.

Une autre solution pourrait être le test préalable de la radio-opacité des différents adhésifs.

Même si la microtomodensitométrie apparaît comme la méthode de choix pour le calcul des porosités, il convient de noter de l'existence de la nano-CT qui permet une visualisation spatiale 3D supérieure à ce qui est actuellement possible avec la micro-CT conventionnelle. Les données quantitatives obtenues fourniraient une meilleure compréhension qui pourraient être utilisées dans une analyse plus approfondie de la structure et de la manipulation.

Par ailleurs, il a été démontré que le micro-CT minimise le nombre et la taille des vides par rapport au nano-CT (Haugen, 2020).

Le micro-CT est une méthode non destructive pour l'analyse d'échantillons, cependant il paraît intéressant de savoir si l'irradiation des cylindres impacte leurs propriétés. Koenig et al. (2021) montrent qu'il n'y a pas d'influence sur la structure et les propriétés mécaniques dans le cadre de microCT simple (Koenig, 2021).

La méthode de post-traitement des données et du calcul des porosités est un élément clé dans la comparaison des études avec la littérature et de fiabilité des résultats obtenues.

Toutefois celle-ci se heurte aux limites du logiciel de calcul des porosités (VGstudio), par exemple l'impossibilité pour lui de différencier les niveaux de gris de l'adhésif et du vide ou encore la difficulté de segmentation des porosités.

Pour ces raisons deux méthodes différentes de calculs ont été comparées, ces méthodes reprennent des protocoles décrits dans la littérature. La première passe par la binarisation des données (Demirel, 2018) puis le calcul des porosités par le module du logiciel et la seconde est le calcul avec la détermination de surface décrite dans la partie 1.2.2.2.

La seule différence observée entre ces deux méthodes se trouve lors de la présence de porosités sur les bordures des échantillons dans ce cas le module de porosités donne une valeur plus faible de porosités. Cela peut être expliqué car il est impossible pour le logiciel de définir le volume de ces porosités sans considérer le volume de tout le vide environnant, de plus il n'arrive pas à les segmenter correctement (figure 42).

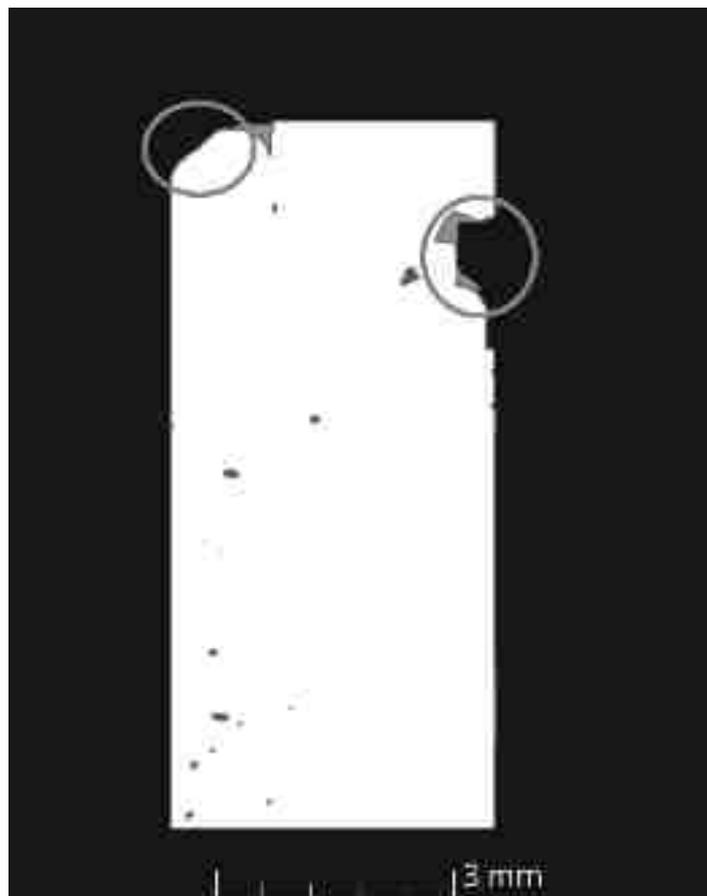


Figure 42 : Défaut de l'acquisition des porosités (iconographie personnelle)

Pour le calcul du volume des porosités seul le module du logiciel a été utilisé avec tous les défauts décrits ci-dessus mais c'est la seule façon d'avoir un ordre de grandeur du volume des porosités présent dans les échantillons. Les résultats pour des composites similaires sont comparables avec ceux de la littérature (Balthazard, 2013).

Il a cependant été nécessaire de supprimer les porosités dont la taille est inférieure à trois voxels calculée par le logiciel, car ces valeurs, inférieures à la résolution spatiale de l'outil, auraient faussées la moyenne.

De plus, il a été appliqué les mêmes méthodes de post-traitement du groupe 3 sur les autres groupes afin de voir si il y avait une différence ; aucune différence n'a pu être

observée quant à l'application d'un filtre médian. Il a alors été décidé afin de gagner du temps de réaliser des procédures plus simples sur les groupes 1-2 et 4.

Quelle que soit la méthode utilisée, le calcul repose sur la détermination de surface, cette détermination du seuil optimal est une question très sensible dans l'analyse d'images.

La sélection d'un seuil supérieur ou inférieur à la valeur optimale entraîne une conversion erronée des données (Cho, 2011).

Cette étape a été rendue aussi automatique que possible mais malheureusement il n'a pas été possible d'aboutir à une méthode d'analyse fiable et reproductible, celle-ci reste trop opérateur-dépendante.

3.3. Groupe III

Lors de la quantification des porosités du groupe 3, plusieurs problèmes ont été rencontrés : tout d'abord l'impossibilité du logiciel de faire une segmentation des défauts correct. Ensuite la quantité d'adhésif n'étant pas toujours uniforme cela rend difficile la mise en place d'un niveau de gris en dessous duquel le logiciel définit une porosité. Enfin la radio-opacité de l'adhésif est trop faible (voir partie 3.2).

Pour toutes ces raisons le groupe 3 comportent 18 échantillons afin d'avoir une plus grande précision de mesure.

Les cylindres ont été réalisés en deux temps, dans un premier temps la série d'échantillons numérotés de 1 à 10 puis dans un second temps, avec la même méthode, ont été réalisés une série complémentaire d'échantillons numérotés de 20 à 28.

Cependant lors des calculs des porosités, il a été observé une grande disparité entre les résultats des deux séries d'échantillons avec pour moyenne de porosités de 2,04% pour la première série et une moyenne de 4,01% pour la seconde série (figure 43).

Diverses explications ont été avancées pour expliquer cette différence comme l'influence de la conservation de la compule de composite et de l'adhésif ou des différences internes ou encore des différences de méthodes.

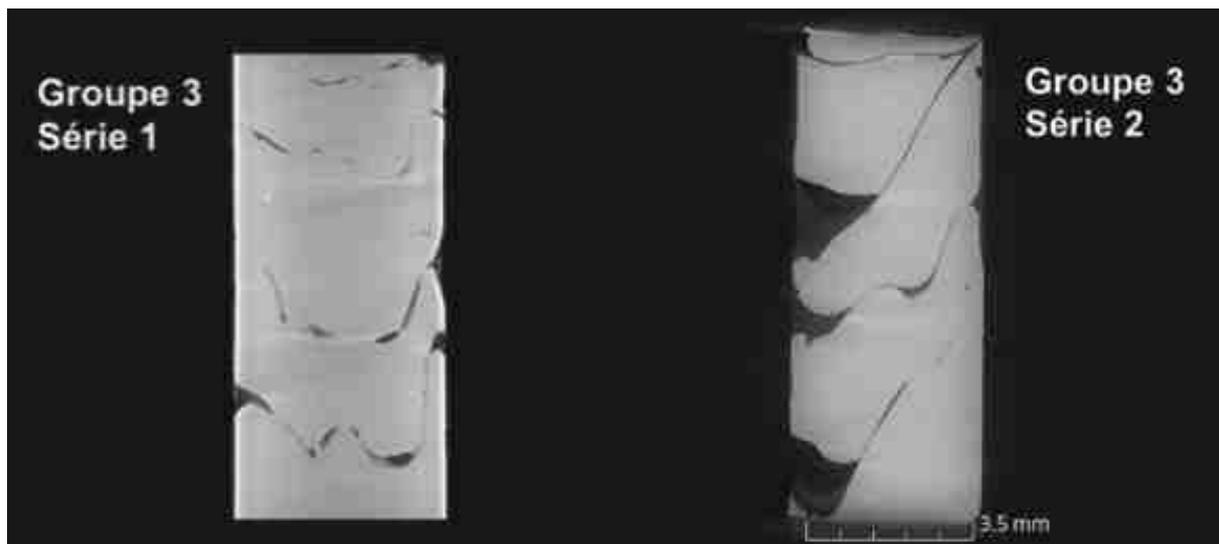


Figure 43 : Image des deux séries du groupe 3 (iconographie personnelle)

La compule de composite et d'adhésif ont pourtant été conservées dans les conditions conseillées par le fabricant. De plus aucun changement dans la méthode de réalisation des échantillons n'a été effectué. Les deux séries ont été comparées pour voir s'il y avait présence de différences internes.

Dans tous les échantillons du groupe 3, il a été observée une fine couche d'adhésif présente sur les parois des échantillons, des épaisseurs d'adhésifs disparates, des porosités moins nombreuses que dans les autres groupes mais plus volumineuses, des fissures dans l'épaisseur de l'adhésif (figure 44).

Mais ces observations sont cependant difficiles à quantifier de manière optimale comme il est difficile de pouvoir les mettre en relation avec des possibles effets sur les propriétés mécaniques.

Pourtant il paraît cohérent d'avancer que premièrement les porosités les plus volumineuses sont les porosités les plus délétères et que deuxièmement l'épaisseur de la couche d'adhésif joue un rôle majeur dans la réduction des propriétés mécaniques.

En effet pour la plupart des adhésifs, l'épaisseur optimale se situe entre 0,05 et 0,15 mm (Rośkowicz, 2021) alors qu'il a été observé des épaisseurs allant de 0,01 mm à plus d'1 mm dans les échantillons de la série 3.

Les épaisseurs d'adhésifs et les porosités les plus importantes ont été retrouvées dans la série 2 du groupe 3. Il a donc pu être défini qu'un apport plus conséquent d'adhésif

est à l'origine de la création de porosités plus volumineuses et d'une perte conséquente des propriétés mécaniques (voir partie 3.4).

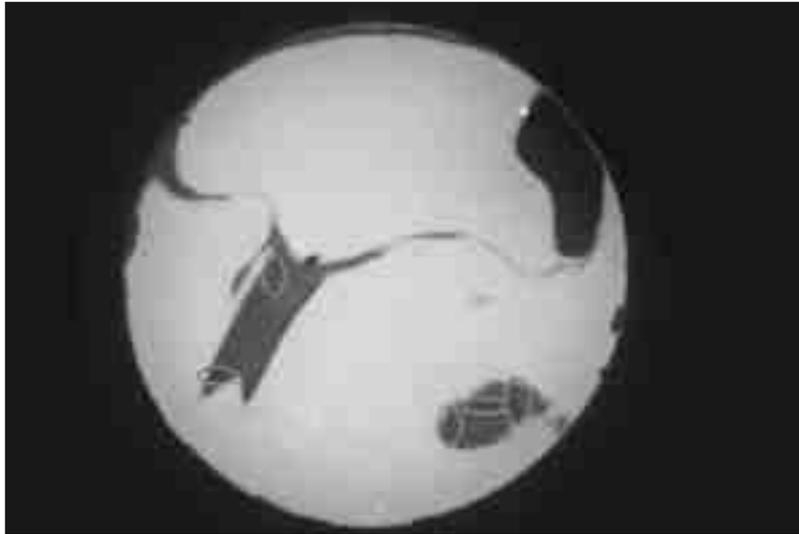


Figure 44 : Coupe transversale d'un échantillon du groupe 3 (iconographie personnelle)

3.4. Discussion des tests mécaniques et résultats

Des tests mécaniques complémentaires ont été réalisés dans le cadre d'un master 2 et feront l'objet de publications. Ces tests avaient pour but de mettre en corrélation le pourcentage et la taille des porosités avec une éventuelle diminution des propriétés mécaniques.

La capacité de charges statiques des résines a été testée à l'aide de l'essai de compression statique pour rappel, il se réalise en utilisant une machine INSTRON 4500 avec un capteur de force de 10kN (voir partie 1.2.3.1). Les échantillons de chaque groupe ont été testés avant et après le cycle. Les résultats des essais sont présentés dans le tableau 17. La valeur moyenne de la contrainte de rupture pour le matériau BF était supérieure à celle du 3MZ500 avec ou sans adhésif, mais les paramètres statistiques ont montré qu'il n'y avait pas de différences significatives dans les valeurs entre les trois groupes. Toutes les valeurs sont comprises entre 150 et 250 MPa.

En revanche, le groupe témoin présente des valeurs de contrainte de rupture beaucoup plus élevées, dépassant 487 MPa, que ce soit avant ou après le cycle.

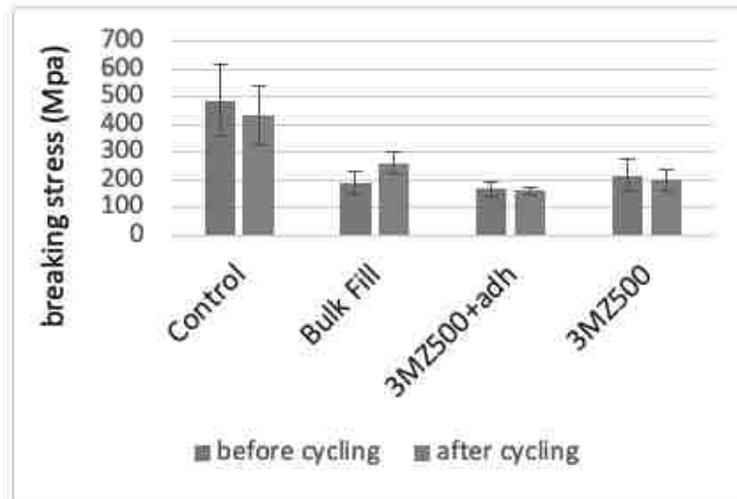


Tableau 16 : Résistance à la compression des différents échantillons

Les matériaux de restaurations dentaires sont régulièrement soumis à la pression de la mastication et à des schémas d'articulation complexes. Des propriétés mécaniques suffisantes sont donc nécessaires pour résister aux charges cycliques élevées. Les résultats d'un essai de compression ne peuvent pas être transférés directement à la clinique mais donne un aperçu de leurs propriétés (Haugen, 2020).

Les caractéristiques mécaniques des résines composites dépendent principalement de facteurs intrinsèques tels que la nature des charges et des monomères ou de la qualité des liaisons entre ces charges et la matrice.

Cependant, il est important de noter que d'autres facteurs extrinsèques, tels que le mode de photopolymérisation, l'utilisation de techniques d'apports incrémentiels, la qualité des finitions et des polissages, ainsi que la présence de porosités au sein de la restauration, peuvent également influencer les propriétés mécaniques et doivent être contrôlés par le praticien (Balthazard, 2013).

Au vu des résultats de ces essais de compression, le groupe contrôle du composite de laboratoire montre des résultats statistiquement supérieurs aux autres groupes. Il paraît de ce fait que le composite de laboratoire est le matériau à privilégier lors de restauration en composite lorsque la situation le permet.

VI. Conclusion

L'apport des nouvelles méthodes d'études des matériaux non destructives, telle que la microtomodensitométrie par rayon X, a permis de mieux comprendre certains aspects de la stratification des résines composites.

Malgré les limites de l'étude, un lien certain entre le pourcentage de porosités et la méthode de stratification a été confirmé. La présence de défauts dans les composites dentaires est dépendante de nombreux paramètres, elle est inévitable et peut avoir un effet préjudiciable sur les propriétés du matériau.

L'application d'adhésif comme liquide de modelage n'apparait pas comme une solution acceptable pour faciliter l'application des résines composites. Cette technique augmente le pourcentage de vide dans la structure.

La stratification incrémentielle décrite comme étant la méthode « gold standard » lors de la réalisation d'un composite postérieur reste une méthode de choix.

Mais de nouveaux matériaux apparaissent comme étant des alternatives intéressantes : ainsi l'utilisation de composite bulk fill semble permettre une simplification du protocole qui rendrait celui-ci moins opérateur dépendant.

Cependant le recul clinique encore trop faible et les résultats de cette étude ne permettent pas de conclure à une supériorité de celle-ci.

Enfin quand l'indication clinique le justifie, l'utilisation de restaurations en composite de laboratoire usiné devrait être privilégiée par rapport à un composite traditionnel car elles possèdent de meilleures propriétés mécaniques.

L'objectif de cette étude était de renforcer une littérature encore balbutiante sur le sujet. Il resterait intéressant d'effectuer d'autres recherches avec d'autres types de composites et d'adhésifs.



SIGNATURE DES CONCLUSIONS

Thèse en vue du Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Nom - prénom de l'impétrant : FORESTI Gaëtan

Titre de la thèse : Influence de la méthode de stratification de composite sur la cohésion au sein du matériau : étude en microtomodensitométrie

Directeur de thèse : Docteur François REITZER

VU

Strasbourg, le : 06 AVR. 2023

Le Président du Jury,

Professeur Y. HANKEL

VU

Strasbourg, le : 12 avril 2023

Le Doyen de la Faculté
de Chirurgie Dentaire de Strasbourg,

Professeur F. MEYER

Références bibliographiques

- **Aghadazeh Mohandesi J**, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dent Mater J*. 2007 Nov;26(6):827-37
- **Alamoush RA**, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int*. **2018** Oct 23;2018:4893143.
- **Aldrighi Münchow EA**, Sedrez-Porto JA, Piva E, Pereira-Cenci T, Cenci MS. Use of dental adhesives as modeler liquid of resin composites. *Dent Mater*. **2016** Apr;32(4):570-7.
- **Alqudaihi FS**, Cook NB, Diefenderfer KE, Bottino MC, Platt JA. Comparison of Internal Adaptation of Bulk-fill and Increment-fill Resin Composite Materials. *Oper Dent*. **2019** Jan/Feb;44(1):E32-E44.
- **Anthony H. L. Tjan**, Dr. Dent., and James F. Glancy. Effects of four lubricants used during incremental insertion of two types of visible light-activated composites ; *The Journal of Prosthetic Dentistry* Volume 60, Issue 2, August **1988**, Pages 189-194
- **Arbildo-Vega HI**, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)*. **2020** Aug 10;12(8):1786.
- **Asmussen E**. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res*. **1982** Dec;90(6):484-9.
- **Balkaya Hacer**, Sezer Demirbuğa, Ebru Nur Uçar, Burhanettin Avci. Micro-Computed Tomography Assesment of Structural Microporosity and Marginal

Gaps in Different Flowable Composites Placed with Different Instruments. Cumhuriyet Dental Journal, 25(4): 323-329, **2022**

- **Balthazard R**, Jager S, Dahoun A, et al. High-resolution tomography study of the porosity of three restorative resin composites. Clin Oral Investig. **2014**;18:1613–1618.
- **Bayraktar**, E.T.; Atali, P.Y.; Korkut, B.; Kesimli, E.G.; Tarcin, B.; Turkmen, C. Effect of Modeling Resins on Microhardness of Resin ; Composites. *Eur. J. Dent.* **2021**, 15, 481–487
- **Chaput F**, AC.Faure. Composites dentaires. Techniques de l'Ingenieur. **2019**. Pp.MED7500 v1. Hal-02362465
- **Chi HH**. A posterior composite case utilizing the incremental and stratified layering technique. Oper Dent. **2006** Jul-Aug;31(4):512-6.
- **Cho E**, A. Sadr, N. Inai, and J. Tagami, Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation, Dental Materials, vol. 27, no. 11, pp. 1070-1078, **2011**
- **De Gee A**, Kleverlaan C, Degrange M. Retrait et contraintes de polymérisation des composites. Inf. Dent vol 34 , pp 2049, **2006**
- **Demirel G**. and al. Micro-computed tomography evaluation of internal void formation of Bulk-Fill Resin Composite in Class II Restorations. Polymer Composites August 2019; 40: 2984-92.
- **Elbishari H**, Silikas N, Satterthwaite J. Filler size of resin-composites, percentage of voids and fracture toughness: is there a correlation? Dent Mater J. **2012**;31(4):523-7.

- **Elshazly** TM, Bourauel C, Aboushelib MN, Sherief DI, El-Korashy DI. The polymerization efficiency of a bulk-fill composite based on matrix-modification technology. *Restor Dent Endod.* **2020** May 29;45(3):e32.
- **Feilzer** a.j., de gee a.j., davidson c.l. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66(11): 1636-9, **1987**
- **Ghavami-Lahiji** M, Davaloo RT, Tajziehchi G, Shams P. Micro-computed tomography in preventive and restorative dental research: A review. *Imaging Sci Dent.* **2021** Dec;51(4):341-350.
- **Giraud** Thomas, Anne Raskin, Clara Ramel ; Les résines composites – Partie 1 ; *Biomatériaux Cliniques* n°1 - 15 mars **2018** (page 10-21)
- Anne Raskin, Thomas **Giraud** ; Les résines composites – Parti 2 ; *Biomatériaux Cliniques* – 02 février 2019 (page 25-45)
- **Gorsche**, Christian & Griesser, Markus & Gescheidt, Georg & Moszner, Norbert & Liska, Robert. (2014). β -Allyl Sulfones as Addition–Fragmentation Chain Transfer Reagents: A Tool for Adjusting Thermal and Mechanical Properties of Dimethacrylate Networks. *Macromolecules.* 47. 7327-7336.
- **Guo** Yongwen, Forrest A. Landis, Zhengzhi Wang, Ding Baia, Li Jianga, and Martin Y.M. Chiangb ; Polymerization stress evolution of a bulk-fill flowable composite under different compliances ; *Dent Mater.* **2016** April ; 32(4): 578–586.
- **Han** SH, Park SH. Comparison of Internal Adaptation in Class II Bulk-fill Composite Restorations Using Micro-CT. *Oper Dent.* **2017** Mar/Apr;42(2):203-214.
- **Haugen**, H.J., Qasim, S.B., Matinlinna, J.P. *et al.* Nano-CT as tool for characterization of dental resin composites. *Sci Rep* 10, 15520 (**2020**).

- **Heintze** SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations – a meta-analysis. *J Adhes Dent.* **2012**;14:407–431.

- **Hirata** R, Clozza E, Giannini M, Farrokhmanesh E, Janal M, Tovar N, Bonfante EA, Coelho PG. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* **2015** May;103(4):798-806.

- **Hirata** R, Pacheco RR, Caceres E, Janal MN, Romero MF, Giannini M, Coelho PG, Rueggeberg FA. Effect of Sonic Resin Composite Delivery on Void Formation Assessed by Micro-computed Tomography. *Oper Dent.* **2018** Mar/Apr;43(2):144-150.

- **Ironside** JG, Makinson OF. Resin restorations: causes of porosities. *Quintessence Int.* **1993** Dec;24(12):867-73.

- **Jokstad** A. The dimensions of everyday class II cavity preparations for amalgam. *Acta Odont Scan* **1989**; 47(2):89-99.

- **Koenig** A, Schmohl L, Scheffler J, Fuchs F, Schulz-Siegmund M, Doerfler HM, Jankuhn S, Hahnel S. Is Micro X-ray Computer Tomography a Suitable Non-Destructive Method for the Characterisation of Dental Materials? *Polymers (Basel).* **2021** Apr 14;13(8):1271.

- **Lagouvardos** P, Nikolinakos N, Oulis C. Volume fraction and location of voids and gaps in ultraconservative restorations by X-ray computed microtomography. *Dent Res J.* **2015**;12:520–527.

- **Leprince** JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* févr **2013**;29(2):139-56.

- **Manhart** Jürgen; Application de composites dans la région masticatoire postérieure - Différentes techniques de stratification cliniquement pertinentes ; Swiss Dental Journal sso vol 131 11 **2021**

- **Maske** TT, Hollanders ACC, Kuper NK, et al. A; threshold gap size for in situ secondary caries lesion development. J Dent. **2019**;80:36–40.

- **McCabe** JF, Ogden AR. The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials. Dent Mater. **1987**; 3:9–12.

- **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.

- **Miletic** Vesna, Luc D. **Randolph** et al - Dental Composite Materials for Direct Restorations (**2018**, Springer International Publishing)

- **Nahedh** HA, Sibai NS. Evaluation of Interfacial Gap Volume of Two Low-shrinkage Composites Using Micro-Computed Tomography. Oper Dent. **2017** Nov/Dec;42(6):658-668.

- **Nilsen** BW, Mouhat M, Jokstad A. Quantification of porosity in composite resins delivered by injectable syringes using X-ray microtomography. Biomater Investig Dent. **2020** Jul 6;7(1):86-95.

- **Oglakci** B, Kazak M, Donmez N, Dalkilic EE, Koymen SS. GAP formation analysis by x-ray microcomputed tomography. J Appl Oral Sci **2020**; 28: e20190042.

- **Opdam** N.J.M., F.H. van de Sande, E. Bronkhorst, M.S. Cenci, P. Bottenberg, U. Pallesen, P. Gaengler, A. Lindberg ; Longevity of Posterior Composite Restorations: A Systematic Review and Meta-analysis ; J DENT RES published online 21 July **2014**

- **Opdam** NJM, Roeters JJM, De Boer T, et al. Voids and porosities in class I micropreparations filled with various resin composites. *Oper Dent.* **2003**;28: 9–14.

- **Paolone** and Lorenzo Breschi ; Claudia Mazzitelli, Uros Josic Nicola Scotti Enrico Gherlone Giuseppe Cantatore ; Modeling Liquids and Resin-Based Dental Composite Materials—A Scoping Review ; *Materials* **2022**, *15*, 3759.

- **Park** J, Chang J, Ferracane J, & Lee IB ; How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials* **2008** 24(11) 1501-1505.

- **Perdigao** Jorge ; Edson Araujo ; Renato Q. Ramos ; George Gomes ; Lucas Pizzolotto ; Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations ; *J Esthet Restor Dent.* **2020**;1–18.

- **Peutzfeldt** A. and E. Asmussen, Determinants of in vitro gap formation of resin composites, *Journal of Dentistry*, vol. 32, no. 2, pp. 109–115, 2004.

- **Polydorou** O, Konig A, Hellwig E, Kummerer K. Long term release of monomers from modern dental composite materials. *Eur J Oral Sci.* **2009** ; 117:68–75.

- **Raskin** A, Salomon J, Sabbagh ; Les résines composites Classification/Evolution. *Réal Clin.* **2006**;

- **Rodrigues**, D.S., Buciumeanu, M., Martinelli, A.E. *et al.* Mechanical Strength and Wear of Dental Glass-Ionomer and Resin Composites Affected by Porosity and Chemical Composition. *J Bio Tribo Corros* **1**, 24 (**2015**)

- **Rośkiewicz** M, Godzimirski J, Komorek A, Jaształ M. The Effect of Adhesive Layer Thickness on Joint Static Strength. *Materials (Basel).* **2021** Mar 18;14(6):1499.

- **Sabbagh J**, Les composites en monocouche ou bulk-fill - Biomatériaux Cliniques n°2 - 30 septembre **2016** (page 37-43)

- **Sabbagh J**, I. Ryelandt, I. Bacherius, j.-j. Biebuyck, j. Vreven, P. Lambrechts, g. Leloup ; Characterization of the inorganic fraction of resin composites ; Journal of Oral Rehabilitation **2004** 31; 1090–1101

- **F. Santos Araujo** ; Mellany Cristie Ramos Barros ; Marcia Luciana Carregosa Santana ; Ludmila Smith de Jesus Oliveira ; Effects of adhesive used as modeling liquid on the stability of the color and opacity of composites; J Esthet Restor Dent. **2018**;1–7.

- **Sedrez-Porto J**, E. Münchow, L. Brondani, M. Cenci, T. Pereira-Cenci, Effects of modeling liquid/resin and polishing on the color change of resin composite ; Brazilian Oral Research vl 30 ; **2016**/08/18

- **Sideridou ID**, Karabela MM, Vouvoudi E. Physical properties of current dental nanohybrid and nano- fill light-cured resin composites. Dent Mater. **2011** ; 27:598–607.

- **Soares C**, Rosatto C, Carvalho V, et al. Radiopacity and porosity of bulk-fill and conventional composite posterior restorations—digital X-ray analysis. Oper Dent. **2017**;42:616–625.

- **Sumitani Yuta**, Hidenori Hamba, Keiki Nakamura, Alireza Sadr, Toru Nikaido and Junji Tagami ; Micro-CT assessment of comparative radiopacity of adhesive/composite materials in a cylindrical cavity ; Dental Materials Journal **2018**

- **Sun J**, N. Eidelman, and S. Lin-Gibson, 3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage, Dental Materials, vol. 25, no. 3, pp. 314–320, **2009**.

- **Tudor Stan A**, Laura Cîrligeriu, Laura Idorași, Meda Lavinia Negruțiu, Cosmin Sinescu, Daniela Maria Pop, Marginal and Internal Adaptation Evaluation of Dental Composites Using Micro-CT, *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. **2019**, Article ID 5010319, 6 pages, 2019
- **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.
- **Zavattini A**, Mancini M, Higginson J, Foschi F, Pasquantonio G, Mangani F. Micro-computed tomography evaluation of microleakage of Class II composite restorations: An *in vitro* study. *Eur J Dent.* **2018** Jul-Sep;12(3):369-374.
- **Zubrzycki J**, Tomasz Klepka, Magdalena Marchewka and Robert Zubrzycki Tests of Dental Properties of Composite Materials Containing Nanohybrid Filler ; *Materials* **2023**, 16, 348.

Documents complémentaires :

- REPORT, Research and Development Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan / Liechtenstein; No. 20 March **2015**
- SDS (Sicherheitsdatenblatt) Modeling Liquid - Fiche de données de sécurité selon l'Ochim **2015** - RS 813.11
- Safety Data Sheet - 3M Filtek One Bulk Fill Restorative 10/20/2021
- Safety Data Sheet - 3M ESPE Filtek Z500 Universal restorative 8020/8021 – 2016
- Safety Data Sheet - 3M Scotchbond Universal (41258) 05/02/22

FORESTI (Gaëtan) - Influence de la méthode de stratification de composite sur la cohésion au sein du matériau : étude en microtomodensitometrie

(Thèse : 3^{ème} cycle Sci. odontol. : Strasbourg : 2023 ; N°27)

N°43.22.23.27

Résumé :

A l'heure où de la dentisterie adhésive est le gradient thérapeutique de choix, comment choisir la technique de restauration d'une dent postérieure à l'aide de résine composite ?

Le retrait de polymérisation, la variabilité importante de l'adhésion, les conditions physico-chimiques de l'environnement et les propriétés mécaniques améliorables sont autant d'éléments pouvant compromettre le bon maintien des restaurations en composites dans la cavité buccale. Ces paramètres largement étudiés dans la littérature sont les points clés de la réussite de la thérapeutique. Mais d'autres paramètres comme la présence de porosités peuvent avoir un effet significatif sur la pérennité des soins.

Pour étudier ce dernier paramètre plus précisément un panel de quatre groupes d'échantillons a été réalisé, un composite usiné en laboratoire, un composite compactable classique, un composite bulk-fill et un composite avec de l'adhésif utilisé comme résine de modelage.

Le critère retenu pour cette étude est le pourcentage de porosités étudié à la microtomodensitométrie, une méthode non destructive de visualisation de la structure interne des matériaux.

Rubrique de classement : Odontologie conservatrice

Mots clés :

Micro-CT, porosité, stratification incrémentale, composite Bulk-fill, liquide de modelage

Me SH :

Micro-CT, porosity, incremental layering, bulk-fill, modelling liquid

Jury :

Président : Professeur HAIKEL Youssef

Assesseurs : Docteur ARNTZ Youri
Docteur REITZER François
Docteur PEGE Prescillia

Coordonnées de l'auteur :

Adresse postale :

1 rue de la Magel

67560, ROSHEIM

Adresse de messagerie : gaetan.foresti8@outlook.com