



UNIVERSITÉ DE LILLE

UFR3S – DEPARTEMENT ODONTOLOGIE

Année de soutenance : 2025

N°:

THÈSE POUR LE

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 16 juillet 2025

Par Guillaume TRESSENS

**L'évolution des résines composites à travers le temps : de leur
avènement aux innovations récentes.**

JURY

Président : Monsieur le Professeur Lieven ROBBERECHT

Assesseurs : Madame le Docteur Amélie DE BROUCKER

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Monsieur le Docteur Florian DE CONINCK

Président de l'Université :	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université :	A.V. CHIRIS FABRE
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	A. PACAUD
Vice doyen département facultaire UFR3S-Odontologie :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE

PROFESSEUR DES UNIVERSITES EMERITE

E DEVEAUX Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de Prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Vice doyen du département facultaire UFR3S- Odontologie Odontologie Pédiatrique Responsable du département d'Orthopédie dento-faciale
L. ROBBERECHT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Parodontologie
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
C. DENIS	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Responsable du Département de Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
H. PERSOON	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. SAVIGNAT	Responsable du Département de Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses

PRATICIEN HOSPITALIER et UNIVERSITAIRE

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Lieven ROBBERECHT

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille

Habilité à diriger des recherches

Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Monsieur Le Professeur Robberecht, vous me faites l'honneur et le plaisir de présider mon jury de thèse. Je tiens à vous exprimer mon entière gratitude pour cela mais également pour l'ensemble des enseignements théoriques et pratiques que vous avez pu me dispenser tout au long de mon cursus. Soyez assuré de ma sincère et haute considération à votre égard, de mon entier respect pour votre travail et vos hautes fonctions au sein de cette faculté.

Madame le Docteur Amélie de BROUCKER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille2

Chargé de mission Vie de campus et relations étudiants

*Madame le Docteur de Broucker, je tiens à vous remercier
sincèrement d'avoir acceptée de faire partie de mon jury de thèse.
Même si nous n'avons eu que peu d'occasions d'échanger au cours de
mon cursus, vos enseignements théoriques ont toujours été clairs et
enrichissants. Je suis très honoré de pouvoir compter sur votre
présence le jour de ma soutenance et vous adresse, à ce titre, mes
salutations les plus respectueuses.*

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille, Mention Sciences de la Vie et de la Santé,
Innovation technologique - Odontologie

Master II « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux –
Biomatériaux » - Université Lille2

C.E.S Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

*Monsieur le Docteur Denis, je tiens à vous remercier chaleureusement
d'avoir accepté, avec enthousiasme et intérêt, de siéger au sein de
mon jury. Votre empathie et votre engagement au sein de la faculté
sont à l'origine de la sympathie et du respect que nous sommes
nombreux à vous témoigner. Vos enseignements, tant théoriques que
pratiques, ont toujours été d'une grande aide au cours de ma
formation. Soyez assuré de ma sincère considération à votre égard.*

Monsieur le Docteur Florian DE CONINCK

Chef de Clinique des Universités – Assistant Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures Odontologie Conservatrice Endodontie -

Université Paris Cité

Attestation Universitaire Soins Dentaires sous sédation consciente au MEOPA -

Université de Lille

Monsieur le Docteur De Coninck, je tiens à vous remercier sincèrement de m'avoir fait l'honneur de diriger ma thèse de fin d'études. Même si je n'ai pas eu la chance de vous avoir en tant qu'enseignant, je me souviens de l'aide que vous aviez pu me fournir lors des travaux pratiques en tant que tuteur étudiant pour les nouvelles promotions, déjà preuve de votre attrait pour la transmission et le partage de vos connaissances. Merci d'avoir pu vous rendre disponible exceptionnellement pour ce jour. J'espère être à la hauteur de vos espérances et vous adresse, à ce titre, ma plus haute considération.

Table des matières

Introduction	14
1. Avènement des composites dentaires, des anciennes techniques de restaurations aux premières formulations	15
1.1 Les anciennes techniques de restauration	15
1.1.1 Matériaux historiques	15
1.1.2 Avantages et limites de ces derniers.....	16
1.2 Émergence des composites dentaires.....	17
1.2.1 Contexte scientifique de l'époque	17
1.2.2 Première formulation et composition de base.....	18
1.2.3 Premiers défis et évolution	19
2 Evolution des charges, alliance de performance et d'esthétisme.....	21
2.1 Rôles des charges.....	21
2.1.1 Définitions et fonction	21
2.1.2 Influences sur les propriétés des composites	22
2.2 Evolution des types de charges.....	22
2.2.1 Classification des différents types de charges	22
2.2.2 Avènement des améliorations au fil des décennies	24
2.3 Optimisation et innovations des charges.....	28
2.3.1 Charges reminéralisantes.....	28
2.3.2 Charges antibactériennes.....	30
2.3.3 Les résines composites fibrées	30
3 Evolution de la matrice résineuse	32
3.1 Composition et rôle de la matrice résineuse	32
3.1.1 Définition et fonction.....	32
3.1.2 Principaux monomères utilisés	33
3.2 Retrait de polymérisation	34
3.2.1 Définition et mécanisme.....	34
3.2.2 Tensions créées	35
3.2.3 Stratégies pour le limiter.....	36
3.3 La bio compatibilité des matrices résineuses	38
3.3.1 Effets biologiques des monomères résiduels contenant du Bisphénol A (BPA)	38
3.3.2 Développement de nouveaux polymères pour une meilleure biocompatibilité	39
3.4 Autres innovations notables	40
3.4.1 Le silorane	40
3.4.2 Nouvelle méthode de polymérisation	42
3.4.3 Composites adaptatifs et auto-réparants	44
4 Innovations récentes des matériaux composites dentaires	45
4.1 Les composites bulk-fill	45
4.1.1 Présentation	45
4.1.2 Caractéristiques	45

4.1.3	Avantages et inconvénients	46
4.1.4	Applications cliniques	47
4.2	Les composites universels	48
4.2.1	Présentation	48
4.2.2	Indications cliniques	48
4.2.3	Avantages et inconvénients	49
4.3	Les composites caméléons	50
4.3.1	Présentation	50
4.3.2	Principes optiques	51
4.3.3	Indications cliniques	51
4.4	Les composites injectables	53
Conclusion.....		55
Références bibliographiques		56
Table des illustrations		59

Introduction

Depuis maintenant près de 60 ans, les composites sont entrés dans la vie des praticiens en odontologie restauratrice. Tout d'abord conçus pour palier au déficit esthétique des matériaux existants notamment pour le secteur antérieur, ils ont connu au fil des décennies une évolution remarquable, tant sur leur composition chimique que sur leurs propriétés cliniques.

Ces progrès ont permis d'améliorer significativement les performances des composites, de leur résistance mécanique, leur adhésion aux tissus dentaires à leur stabilité à travers le temps. Au départ destiné à un usage limité, ils sont devenus un matériau incontournable dans la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes, aussi bien utilisé pour les restaurations du secteur antérieur que postérieur.

Leur évolution s'inscrit dans un contexte clinique de plus en plus exigeant : diminution du temps opératoire, simplification des protocoles, esthétique toujours plus naturelle, et préservation tissulaire. Ces exigences ont guidé les innovations successives dans la formulation des composites, depuis la nature et la taille des charges jusqu'à la composition de la matrice résineuse, en passant par les systèmes de photopolymérisation.

Dès lors, comprendre comment ce matériau très divers a évolué au fil du temps, tant sur le plan chimique que fonctionnel, permet de mieux appréhender les choix actuels en pratique clinique.

Comment ce matériau est-il alors né ? De quoi est-il fait ? Et quelle évolution a-t-il connu au décours de ces dernières décennies ?

Ce travail de thèse a pour ambition d'étudier le développement au fil du temps des composites dentaires. Dans un premier temps sera retracé l'avènement de ce matériau, des anciennes techniques de restauration jusqu'à son apparition. Puis sera étudié l'évolution de ses différentes composantes majeures, d'abord ses charges et ensuite sa matrice résineuse. Pour finir seront exposées les dernières innovations, permettant toujours d'améliorer davantage la qualité de la pratique clinique.

1. Avènement des composites dentaires, des anciennes techniques de restaurations aux premières formulations

1.1 Les anciennes techniques de restauration

1.1.1 Matériaux historiques

Pour débiter, un matériau utilisé en restauration dentaire depuis plus de 170 ans, l'amalgame. Il est un produit du résultat de la combinaison par trituration d'une poudre d'alliage métallique avec du mercure, un métal liquide à température ambiante. Il peut être réalisé à l'aide de nombreux métaux : or, cuivre, étain, argent, bismuth. C'est à la suite de ce mélange que l'amalgame obtenu va durcir plus ou moins rapidement et complètement en fonction du dosage de mercure liquide incorporée dans la poudre métallique (Fig. 1)¹.



Figure 1 : Nécessaire, vers 1860, pour production d'un amalgame dentaire : poudre d'alliage, mortier et son pilon, flacon distributeur de mercure en gouttes¹.

Par la suite sont apparus les ciments silicatés, qui résultent de la réaction entre une solution d'acide phosphorique et d'eau, sur une poudre composée d'alumines.

Ce ciment obtenu donne un mélange très acide qui a du mal à revenir à un pH neutre. Ces ciments d'obturation à visée esthétique, utilisés avant l'arrivée des composites, ont été délaissés car ils sont agressifs pour la pulpe et colorent la dentine (1).

¹ Aspad. Exposition - l'amalgame et son instrumentation en art dentaire [Internet]. 2016 [cité 10 févr 2025]. Disponible sur: <https://numerabilis.u-paris.fr/partenaires/aspad/expo111.htm>

Puis sont apparues les résines acryliques. Historiquement, elles ont été les premières résines à être utilisées pour la restauration de pertes dentaires.

Les résines acryliques sont obtenues par polymérisation du monomère acrylique en ouvrant les doubles liaisons C=C.

Il existe trois molécules de base pour obtenir des résines acryliques : l'acide acrylique, l'acide méthacrylique et le méthacrylate de méthyle (Fig. 2) (2).

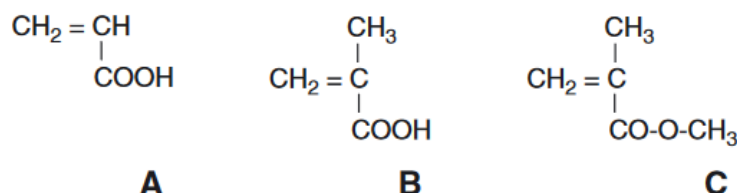


Figure 2 : A. Acide acrylique B. Acide méthacrylique C. Méthacrylate de méthyle (2).

1.1.2 Avantages et limites de ces derniers

Les anciens matériaux de restaurations dentaires, avant l'utilisation quasi unique des résines composites, bien qu'efficaces, avaient certaines limites esthétiques, mécaniques ou biologiques.

En ce qui concerne les amalgames, ils présentaient comme avantage une résistance mécanique moyenne supérieure à celle des matériaux concurrents. La dureté, la résistance de rupture à la compression, la résistance de rupture à l'étirement, le module d'élasticité et la résistance à des contraintes transversales égalaient, voire souvent dépassaient, les performances des résines composites et des CVI selon des tests effectués dans les années 1990 (3). Pendant leur phase de durcissement, les amalgames présentent aussi l'avantage notable d'avoir une rétraction inférieure à 0,2%, en comparaison à un minimum de 2% pour les composites (3).

Pour ce qui en est de leurs inconvénients, ils ont une couleur inesthétique puisqu'ils ne sont pas de la même couleur que la dent, ils ne possèdent pas de système d'adhérence propre à la dent hormis la cavité en tant que telle qui, par sa forme, tient en place l'amalgame (Fig. 3). Ce système est notamment couteux en tissus sains dentaires puisqu'il demande de former une boîte, quitte à sacrifier du tissu non carié (4).

Le mercure est aussi un inconvénient important puisqu'il pollue l'environnement notamment par les eaux usées du cabinet et peut potentiellement présenter un risque au personnel du cabinet ainsi qu'au patient (4).



Figure 3 : Vue occlusale endo buccale d'une restauration par amalgame (3).

La résine acrylique quant à elle peut donner un manque de relief et un aspect monochrome causant un préjudice esthétique. Ce type de restauration a aussi été abandonné depuis de nombreuses années en raison principalement de son important coefficient de dilatation thermique, son retrait de polymérisation élevé et sa faible rigidité (2).

De plus, elle présenterait un risque allergène, lié au relargage de monomère résiduel (5). Malgré ces différentes contraintes, ces résines à base organique présentaient des qualités notables telles qu'une facilité de mise en œuvre, une insolubilité en bouche et une élasticité intéressante (6).

Des propriétés recherchées, présentant un avant-goût des futures résines composites.

1.2 Émergence des composites dentaires

1.2.1 Contexte scientifique de l'époque

L'émergence des composites est donc liée au souhait de pallier les insuffisances et défauts des matériaux d'obturations précédents.

L'idée est venue d'associer des composés minéraux à ceux des résines organiques d'où le nom de résine composite (6).

L'optimisation de monomères dédiés aux applications dentaires, comme la synthèse du bis-GMA par Bowen, a joué un rôle crucial dans le développement des composites. Le besoin d'esthétisme était un point important ayant amené à ces recherches (6).

1.2.2 Première formulation et composition de base

Les premiers composites sont donc apparus au début des années 1960. Le Dr Bowen (Fig. 4) a mis au point le méthacrylate de glycidyle de bisphénol A, un monomère de méthacrylate utilisé dans la plupart des matériaux de restauration moderne en résine composite qu'il a breveté en 1962. C'est encore aujourd'hui le monomère le plus utilisé pour les restaurations dentaires en composite et cela depuis plus de 60 ans (7).



Figure 4 : Portrait photographique du Dr. Rafael Bowen (7).

Un matériau composite désigne un assemblage de deux ou plusieurs constituants de nature ou d'origine différente, dont la combinaison permet d'obtenir des propriétés mécaniques supérieures à celles des composants pris isolément. Pour que ce renforcement soit effectif, il est essentiel que la cohésion entre les différentes phases soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. En règle générale, un composite est constitué d'une matrice et d'un élément de renfort. Cette configuration se retrouve aussi bien dans les composites techniques que dans certains matériaux naturels, tels que le bois ou l'os (2).

En odontologie, une résine composite est un matériau constitué d'une matrice organique résineuse (également appelée phase organique, dispersante ou matrice), et de charges minérales (appelées aussi phase chargée ou dispersée), jouant le rôle de renfort (Fig. 5). La matrice résineuse agit comme un liant, permettant l'insertion du matériau en phase plastique avant son durcissement *in situ* (2).

Toutefois, elle présente des limites intrinsèques : une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé, ainsi qu'un retrait de polymérisation important. Pour assurer l'adhésion entre la matrice et les charges, un traitement de surface des particules par silanisation est réalisé. Ce couplage chimique améliore la stabilité et la performance globale du matériau composite (2).

L'ancrage du composite aux tissus dentaires se fait au moyen d'un système adhésif (6).

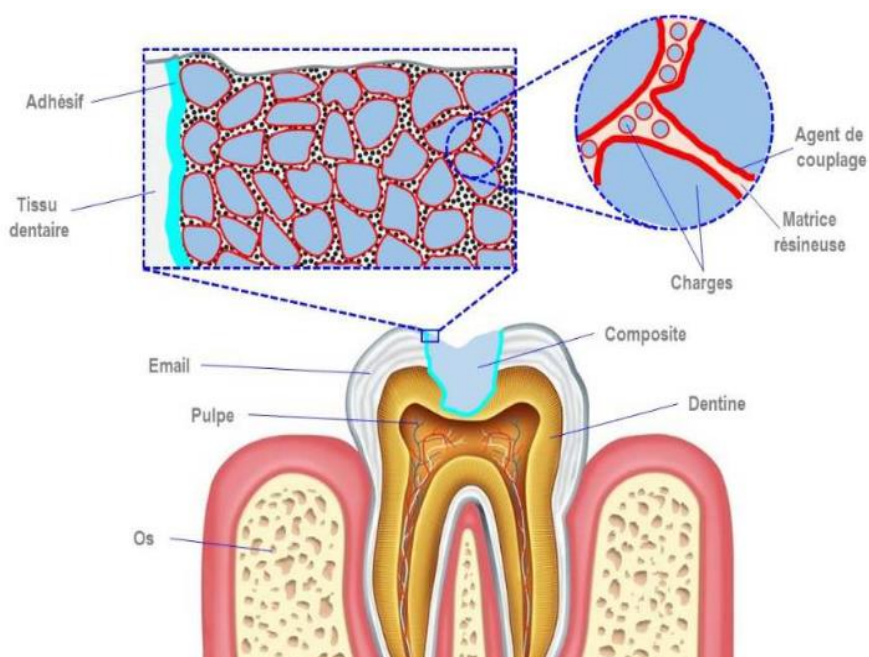


Figure 5 : Description des composantes d'un composite dentaire (6).

La phase organique (matrice résineuse) représente 25 % à 50 % du volume (12% à 40% en poids) du composite (2).

La phase chargée regroupe les charges utilisées au sein de la résine et représente une grande diversité paramétrique (composition chimique, dimensions, formes, pourcentage et autres). La taille des particules varie entre 0,02 μm et 50 μm et le pourcentage de charges varie entre 46 % et 88 % en poids, ce qui correspond à environ 26 % à 74 % en volume (2).

1.2.3 Premiers défis et évolution

Rapidement, plusieurs problématiques se sont posées lors du développement et de l'utilisation clinique du composite.

Les premières résines composites commercialisées dans les années 1960 étaient macro-chargées (c'est-à-dire composées de particules de 15 à 40 μm , proche du diamètre d'un cheveu humain, environ 50 μm) (8).

Les propriétés mécaniques étaient suffisantes pour les restaurations en secteur postérieur, mais l'état de surface et l'esthétique ne permettaient pas de répondre aux impératifs cliniques de restaurations antérieures. Leur utilisation n'a plus vraiment d'indication l'heure actuelle et compte tenu des autres matériaux disponibles, elles ont fatalement disparu du marché (8).

Ont alors été développées les résines composites micro-chargées dans les années 1970. Des micro-charges de silice (SiO_2 , 0,04 μm = 40 nm) ont pu être fabriquées et ont remplacé les macro-charges pour pallier les manques esthétiques des premiers composites. L'inconvénient est l'augmentation proportionnelle et rapide de la viscosité avec la quantité des micro-charges.

L'état de surface et l'esthétique sont suffisants pour répondre aux exigences du secteur antérieur, mais les propriétés mécaniques étaient insuffisantes pour le secteur postérieur (8) poussant alors de nouvelles recherches et développement.

Un autre enjeu réside dans le retrait de polymérisation, phénomène intrinsèque à la réaction de polymérisation des résines.

Lors de cette réaction, les résines subissent un phénomène de rétraction volumique.

Cette contraction crée des forces internes qui exercent une tension sur les parois de la cavité. Si ces forces de rétraction dépassent les capacités d'adhésion du composite aux tissus dentaires, un espace (ou hiatus) peut se former à l'interface entre la dent et le matériau de restauration (9).

Ce défaut d'adaptation marginale favorise alors l'infiltration de fluides buccaux ainsi que la pénétration de bactéries. Ces micro-infiltrations peuvent être à l'origine de sensibilités post-opératoires, de récives carieuses, voire de colorations au niveau des marges de la restauration (9).

2 Evolution des charges, alliance de performance et d'esthétique

2.1 Rôles des charges

2.1.1 Définitions et fonction

Les charges assurent les qualités mécaniques et optiques du matériau. Elles peuvent être minérales, organo-minérales ou organiques.

La silice, sous forme cristalline (quartz) ou non (verre boro-silicaté) est la charge minérale communément utilisée associée à des verres de métaux (le titane, l'aluminium, le baryum en sont des exemples) afin de radio-opacifier le matériau (10).

Les charges organo-minérales, elles, sont constituées soit de charges minérales englobées dans une résine matricielle polymérisée, le tout étant intégré à la résine, soit d'une charpente minérale sur laquelle sont greffés des monomères de méthacrylate (10).

Grâce à la diversité des charges utilisées (qu'elles soient sphériques, irrégulières ou anguleuses) et dont les dimensions varient de quelques nanomètres à plusieurs dizaines de micromètres, l'éventail de résines composites disponibles pour les praticiens s'est considérablement élargi. L'offre actuelle est ainsi devenue particulièrement abondante et adaptée à de nombreuses situations cliniques (10).

Au fil des avancées techniques, la diminution de la dimension des charges a permis une augmentation du taux de charge et une amélioration consécutive des propriétés mécaniques du matériau, ainsi qu'une meilleure aptitude au polissage (10).

Dans les composites actuels, elles ont généralement une taille comprise entre 0,1 et 10 μm mais peuvent aller jusqu'à 50 μm . Les composites peuvent contenir des macro-charges, des micro-charges et des nanocharges classées donc en fonction de leur dimension. Les charges sont à l'origine du comportement mécanique du matériau. Plus le matériau présente une proportion importante de charges plus ses propriétés mécaniques sont élevés ce qui est un atout pour les restaurations postérieures volumineuses mais en contrepartie, l'aptitude au polissage du matériau diminue (11).

Elles constituent la partie inerte du composite puisqu'elle ne réagisse pas à la réaction de polymérisation (12).

2.1.2 Influences sur les propriétés des composites

Les charges servent donc à compenser les insuffisances (propriétés mécaniques et thermiques médiocres notamment) de la matrice d'accueil à laquelle elles sont liées (chimiquement et/ou physiquement). Les charges influent grandement sur la contraction de polymérisation et sur l'absorption hydrique des composites. Un taux élevé de charges limite le retrait de polymérisation et l'absorption d'eau (6).

Elles jouent un rôle plus ou moins important proportionnellement à leur pourcentage au sein du matériau. Un taux élevé de charges (cas des microhybrides, des nano hybrides et des Bulk Fill de viscosité moyenne par exemple) limite le retrait de polymérisation et l'absorption d'eau, rend le matériau plus rigide (module d'Young élevé), renforce sa résistance en flexion, augmente sa ténacité et sa dureté (6).

La taille des charges influe aussi sur la profondeur de polymérisation. Celle-ci est d'autant plus élevée que les charges sont petites avec un indice de réfraction proche de celui de la matrice (6).

La diminution de la taille des charges associée à une augmentation de leur pourcentage massique améliore l'état de surface du matériau et sa résistance à l'usure (6), la capacité d'un composite à être poli et brillant (13).

2.2 Evolution des types de charges

2.2.1 Classification des différents types de charges

Les résines composites peuvent être classées en fonction de la taille et du pourcentage de charges au sein du matériau, jouant sur les propriétés et indications cliniques.

- Les macro-chargés : elles datent du début des années 1960, contiennent des charges dont la taille varie de 15 à 40 microns. Elles ont des bonnes propriétés mécaniques pour les restaurations postérieures mais leur état de surface et leur esthétique ne répondent aux exigences suffisantes pour des restaurations en secteur antérieur. Elles ont aujourd'hui quasiment disparu du marché. Leur pourcentage de charges est de 78% en poids et 67% en volume (8).

- Les micro-chargés : elles sont apparues dans les années 1970, elles contiennent des micro-charges de silice (SiO_2) de 0,04 microns. Elles offrent une bonne esthétique, ce qui les rend indiquées pour le secteur antérieur, mais leurs propriétés mécaniques sont limitées pour le secteur postérieur.
Le pourcentage de charges est de 60,3 % en poids et 43,4 % en volume (8).

- Hybrides : cette catégorie, qui regroupe la majorité des matériaux (95 %), est apparue dans les années 1980. Elles sont formées de particules de charges de différentes tailles et compositions, combinant les avantages des classes précédentes.
Cela permet d'augmenter le pourcentage de charges et, par conséquent, les propriétés mécaniques des matériaux tout en améliorant les propriétés esthétiques.
Le pourcentage de charges est de 77,0 % en poids et 58,2 % en volume (8).

- Microhybrides : elles sont apparues à la fin des années 1990. La taille moyenne des particules de charges a été réduite ($< 1 \mu\text{m}$), couplant des charges de 0,01 à $3,5 \mu\text{m}$ et des micro-charges de silice. Elles présentent des propriétés mécaniques et esthétiques qui répondent aux exigences du secteur antérieur et postérieur.
Le pourcentage de charges est de 74,5 % en poids et 59,1 % en volume (8).

- Microhybrides nano-chargés : Elles ont vu le jour au début des années 2000 avec l'inclusion de nanocharges (4 à 20 nm) en plus grande quantité.
Leurs propriétés mécaniques ont tendance à être similaires aux microhybrides, avec un avantage pour ces dernières. Elles présentent les meilleures propriétés mécaniques et esthétiques, ce qui en fait des matériaux dit de tout usage.
Le pourcentage de charges est de 76,6 % en poids et 60,2 % en volume (8).

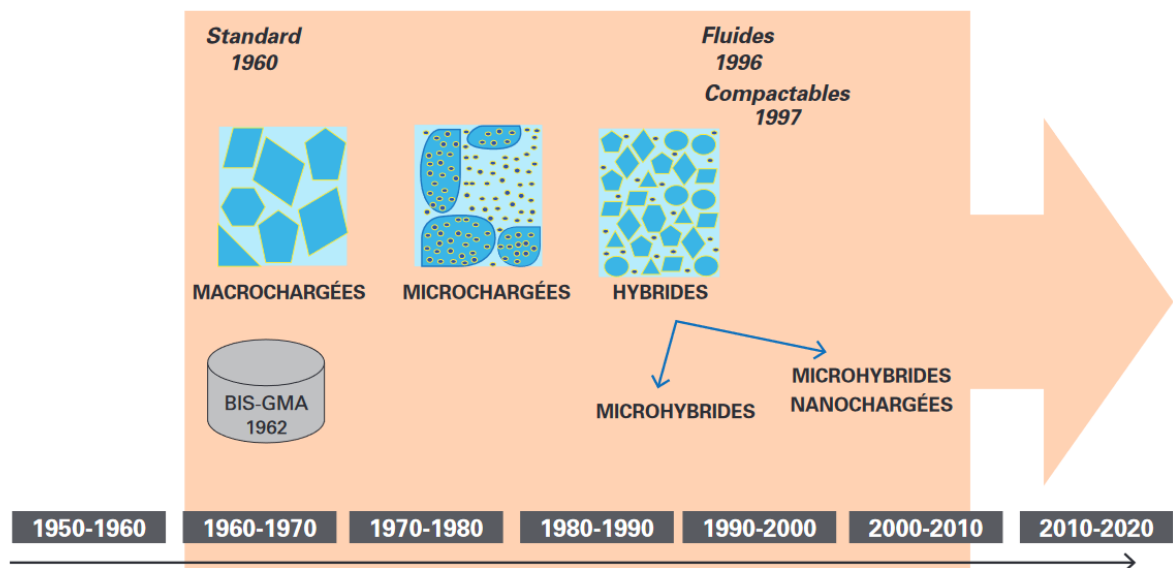


Figure 6 : Frise chronologique retraçant l'évolution des charges (8).

2.2.2 Avènement des améliorations au fil des décennies

Depuis l'innovation initiale du Docteur Bowen, de nombreux progrès ont été accomplis dans la formulation des composites, en grande partie grâce à l'évolution des charges utilisées. Les industriels ont affiné la nature, la forme et la taille des particules de charge afin d'améliorer les performances du matériau. Il en résulte qu'aujourd'hui les composites sont devenus des matériaux esthétiques, résistants et polyvalents, utilisables dans la plupart des situations cliniques pour remplacer la structure dentaire manquante. Cependant, chaque génération de composites présentait des atouts et des limites, et la recherche continue d'en améliorer la longévité clinique (par exemple en réduisant encore l'usure, le retrait de polymérisation ou le risque de carie récidivante) (14).

2.2.2.1 Les composites à macro-charges

Les composites macro-chargés des années 1960, bien qu'efficaces pour leur époque, présentaient par la grande taille et la dureté des particules qu'ils contenaient des inconvénients notables en bouche. Le point faible de ces composites était la rugosité de surface qui apparaissait avec le temps : la matrice résineuse plus tendre avait tendance à s'user ou se dégrader légèrement en surface, exposant les grosses particules de quartz qui pouvaient à leur tour se détacher du matériau, laissant de petits cratères. Ce phénomène d'usure différentielle produisait une surface rêche, perceptible à la sonde, favorisant l'accumulation de plaque et de taches, et aboutissait à la perte du poli initial de la restauration (14).

De plus, les charges originelles (quartz, silice) étaient radio-translucides, rendant difficile la détection radiographique des caries secondaires autour des obturations composite précoces. Pour remédier à ce problème, dès le début des années 1970 ont été introduites des charges de verre baryté (ou contenant d'autres oxydes métalliques comme le strontium ou le zirconium) conférant une opacité aux rayons X sans altérer les autres propriétés, une innovation cruciale pour la sécurité diagnostique des restaurations en composite (14).

Les composites à macro-charges offraient une bonne résistance comparée aux matériaux antérieurs, mais présentaient des limitations en termes de finition de surface et de maintien du poli cliniquement. Ces inconvénients ont motivé le développement de charges plus fines dans la décennie suivante.

2.2.2.2 Les composites à micro-charges

Pour améliorer le polissage, des chercheurs ont misé sur une réduction importante de la taille des particules de charge. Dès la fin des années 1970, sont apparus les composites à micro-charges utilisant des particules de silice colloïdale, de l'ordre de 40 nanomètres seulement. À titre de comparaison, cela représente une échelle environ 1000 fois plus petite que les charges précédentes. Grâce à ces charges nanométriques dispersées, la surface du composite pouvait être polie à un éclat très élevé et surtout conserver ce poli sur le long terme. En effet, les microparticules sont si petites que l'usure se fait de manière plus homogène (la résine et les charges s'abrasant quasiment au même rythme), ce qui évite la création de reliefs ou de cavités en surface (14).

Ces composites présentaient donc une surface extrêmement lisse et brillante, résistante à l'abrasion par le brossage, peu sujette à la plaque ou à la décoloration, même après un certain temps en bouche (15).

Cependant, le revers de la médaille fut une diminution des propriétés mécaniques. Du fait de leur petite taille, les nanoparticules de silice ne pouvaient être incorporées qu'en quantité limitée, typiquement moins de 50% du volume (environ 50–60 % en poids), car elles augmentaient fortement la viscosité de la résine et nécessitaient beaucoup de matrice pour les enrober (14).

On mesurait ainsi des résistances à l'usure inférieures à celles des macro-chargés, et une légère moins bonne stabilité de teinte pouvait apparaître avec le temps en raison de la plus grande proportion de résine. Par prudence, ces composites étaient essentiellement indiqués pour des restaurations de faible étendue ne subissant pas de forces trop importantes (15).

Afin d'augmenter la fraction massique de charge sans perdre la finesse de surface, les fabricants ont introduit une astuce consistant à intégrer des particules pré-polymérisées : il s'agit de fragments de résine composite très chargée (environ 80 % de charge) polymérisée à part, puis broyée en petits éclats (environ 20 à 50 μm) qui sont incorporés comme pseudo-charges dans la pâte composite. Cette stratégie a permis de porter le taux de charge des micro-chargés au-delà de 70 % en poids tout en maintenant des particules individuelles nanométriques, améliorant ainsi quelque peu leurs propriétés mécaniques sans sacrifier le polissage (14).

Néanmoins, même avec ces améliorations, les micro-chargées pures restaient moins robustes en postérieur, ouvrant la voie à un compromis : le composite hybride.

2.2.2.3 Les composites hybrides

Face aux limites respectives des résines précédentes, la solution a été de combiner différentes tailles de charges au sein d'un même matériau : ce sont les composites hybrides. L'idée, mise en œuvre dès le début des années 1980, était d'associer des particules de taille moyenne (quelques microns) à de très fines particules (nanométriques) pour remplir les interstices entre les charges plus grandes (14).

Par exemple, un hybride des années 1980 pouvait contenir des particules de verre silicaté d'environ 0,5 à 5 μm , associées à de la silice pyrogénée de 40 nm. Cette approche a offert un compromis performant : les hybrides montraient une résistance mécanique (résistance à la flexion, module d'élasticité) et surtout une résistance à l'usure nettement améliorées par rapport aux micro-chargées, grâce à un taux de charge volumique plus élevé et à la présence de particules assez grosses pour bien bloquer les fissures. Dans le même temps, la finesse de surface était bien meilleure que celle des macro-chargées, car les plus grosses particules des hybrides restaient relativement petites à l'œil nu (quelques microns tout au plus, contre des dizaines de microns auparavant)².

² Themes UFO. Pocket dentistry [Internet]. 2015 [cité 23 avr 2025]. Resin-based composites. Disponible sur: <https://pocketdentistry.com/resin-based-composites-2/>

Ainsi, même si le poli obtenu n'égalait pas encore tout à fait celui des micro-chargées, il était suffisamment bon pour les usages courants, et surtout il se maintenait beaucoup mieux que celui des macro-chargées sous l'effet du brossage et de l'usure. Les composites hybrides ont donc pu être utilisés en antérieur comme en postérieur (15).

Rapidement, les fabricants ont cherché à encore améliorer ces hybrides en réduisant davantage la taille maximale des charges inorganiques. Vers le début des années 1990 sont apparus les hybrides dits micro hybrides (parfois appelés mini hybrides) où la plupart des particules de charge faisaient moins de 1 μm . On parlait aussi de composites à petites particules (14).

Grâce à la réduction de la proportion de charges de grandes tailles, le pouvoir de polissage des microhybrides s'est trouvé amélioré par rapport aux hybrides précédents, approchant la qualité de surface des micro-chargées tout en conservant les excellentes performances mécaniques des composites hybrides classiques (15).

En pratique, à la fin des années 1990, les composites microhybrides avaient supplanté les macro et micro pures pour la plupart des indications : ils étaient suffisamment esthétiques pour les restaurations antérieures exigeantes, tout en étant assez résistants pour une utilisation fiable en zones postérieures. Leur usure en bouche était relativement faible et leur retrait de prise modéré grâce au fort taux de charge, ce qui se traduisait par une bonne tenue clinique des restaurations au fil des années².

2.2.2.4 Les composites nano-chargés et nano-hybrides

Au tournant des années 2000, la taille des charges a franchi un nouveau cap avec l'essor de la nanotechnologie. Les composites dits nano-chargés contiennent des charges dont l'échelle se mesure en nanomètres (1 nm = 0,001 μm), c'est-à-dire des particules ultrafines de silice, de zircone ou d'autres céramiques dont le diamètre est inférieur à 100 nm (15).

Le défi avec des charges si petites est d'en incorporer une quantité suffisante tout en évitant qu'elles n'agglomèrent. Pour cela, on utilise souvent des agrégats nanométriques, par exemple, le composite Filtek Supreme (3M, introduit en 2002), premier nano-chargé commercialisé, combine de minuscules particules primaires (environ 20 nm) de silice et de zircone qui se regroupent en cluster d'environ 0,5 à 0,6 μm , ces agrégats jouant le rôle de particules de charge plus grandes dans la résine (14).

On obtient ainsi un remplissage très dense en charges, tout en gardant chaque particule élémentaire à l'échelle nano. La plupart des composites actuels sont en réalité des nano-hybrides, c'est-à-dire qu'ils combinent des nanoparticules et des particules sub-microniques. Par rapport aux micro-hybrides des années 90, l'introduction de charges nanométriques a permis d'améliorer encore le poli et l'esthétique sans compromettre la résistance.

En effet, la présence majoritaire de charges <100 nm donne aux nano-composites une surface très lisse et un lustre durable, tout en conservant des propriétés mécaniques (module, résistance, ténacité) du même ordre que les meilleurs hybrides conventionnels (15).

Les tests d'usure *in vitro* et *in vivo* ont montré que les nano-hybrides présentent une résistance à l'abrasion excellente, souvent supérieure aux microhybrides, et qu'ils perdent très peu de brillant avec le temps. En pratique, cela se traduit par des restaurations qui restent polies et translucides des années après la pose, même sur les surfaces occlusales (14).

2.3 Optimisation et innovations des charges

2.3.1 Charges reminéralisantes

Les verres bioactifs, également appelés bio verres, représentent une catégorie de matériaux inorganiques dont l'intérêt en odontologie ne cesse de croître depuis leur introduction.

Le composé actif majoritairement utilisé est un phosphosilicate de calcium et de sodium (CaNaO₆PSi), capable de libérer progressivement des ions silice, calcium, phosphate et sodium. Ces éléments jouent un rôle essentiel dans les processus de minéralisation des tissus dentaires. En clinique, les verres bioactifs sont employés pour favoriser la reminéralisation de la dentine déminéralisée ou infectée, notamment dans le cadre des procédures d'éviction carieuse. Leur capacité à stimuler la formation de tissus minéralisés en fait également un outil prometteur pour la prévention des lésions carieuses secondaires à la périphérie des restaurations (16).

Des travaux récents s'intéressent à l'utilisation de verres bioactifs poreux expérimentaux, dont la structure micro ou nanométrique permettrait d'augmenter considérablement la surface spécifique exposée. Cette augmentation de surface induit une bio activité accrue, favorisant une reminéralisation de meilleure qualité et plus rapide que celle obtenue avec des particules conventionnelles (16).

Des composites contenant des verres bioactifs ont été développés ces dernières années proposant de multiples propriétés intéressantes.

En odontologie restauratrice, les verres bioactifs permettent la reminéralisation des lésions carieuses ou érosives et favorisent la préservation des tissus dentaires calcifiés, dans une approche peu ou non invasive (17).

La capacité sécrétoire des cellules pulpaires et leur différenciation se trouvent stimulées au contact de ces bio-verres, aidant la formation d'une barrière minéralisée.

L'intégration de ces verres au sein d'une résine composite a pour intérêt de :

- prévenir l'apparition de lésions carieuses secondaires.

En effet, les propriétés antibactériennes des verres bioactifs (bioactive glasses dit BAG) et l'augmentation du pH à l'interface pourraient permettre de diminuer l'infiltration bactérienne ;

- compenser le hiatus à l'interface lors du retrait de polymérisation du fait de leur capacité de reprécipitation *in situ* (17).

La quantité de BAG intégrée a un impact sur les valeurs d'adhérence. Il est préconisé qu'elle ne dépasse pas 5 %. La taille, la morphologie et l'opacité des particules exercent une influence sur la transmission de la lumière. La diffusion de la lumière, qui est étroitement liée à la translucidité, est connue pour augmenter lorsque la différence entre les indices de réfraction de la charge et de la matrice augmente. L'intégration de fluor dans la composition des BAG augmenterait les distances interatomiques, ce qui réduirait la densité du verre et diminuerait l'indice de réfraction. En présence de BAG, la polymérisation des monomères serait meilleure avec l'UDMA plutôt que le Bis-GMA. Ceci pourrait s'expliquer par sa plus faible viscosité (17).

Il existe actuellement deux résines composites à base de BAG :

- Cention N® (Ivoclar Vivadent). Le relargage de calcium et de fluor permet de prévenir la déminéralisation et favorise la reminéralisation amélaire. L'augmentation de pH permet de créer un environnement défavorable à la croissance et à l'infiltration bactérienne.
- Activa™ (Pulpdent® Corporation). La composition exacte des particules de verres contenues n'a pas été révélée par le fabricant (17).

2.3.2 Charges antibactériennes

Une autre piste de recherche prometteuse concerne l'incorporation de nanoparticules d'argent au sein des résines composites. Cette approche présente plusieurs avantages, principalement liés aux propriétés antimicrobiennes bien établies de l'argent à l'échelle nanométrique. Ces nanoparticules exercent une action inhibitrice large sur les bactéries cariogènes, en interférant notamment avec la formation du biofilm dentaire, ce qui contribue à limiter la prolifération microbienne autour de la restauration (18).

L'intérêt clinique majeur réside dans leur capacité à prévenir l'apparition de caries secondaires. En effet, ces nanoparticules peuvent inhiber l'activité de bactéries résiduelles subsistant après l'éviction carieuse, ou de bactéries ayant infiltré des micro-fuites à l'interface dent-matériau, souvent responsables d'échecs à moyen terme des restaurations adhésives (18).

Par ailleurs, plusieurs études ont montré une bonne biocompatibilité des nanoparticules d'argent avec les cellules du tissu conjonctif, notamment les fibroblastes, ce qui conforte leur potentiel d'utilisation dans des matériaux restaurateurs sans risque majeur de cytotoxicité locale (18).

2.3.3 Les résines composites fibrées

Nous avons déjà vu précédemment les différents types de charges qui existent, leurs particularités et la manière dont elles ont évolué au fil des décennies.

Il existe un type de composite nommé composite fibré utilisé pour les cavités postérieures comme substitut dentinaire dans une approche biomimétique.

L'objectif est d'imiter la structure naturelle de la dentine mais également les propriétés mécaniques de la dentine réduisant ainsi le risque de fractures du couple dent-restauration (19).

Les fibres intégrées dans le composite (Fig. 7) jouent un rôle important en inhibant l'initiation et la propagation des fissures ce qui renforce la structure des restaurations directes/indirectes et améliorer leur durabilité à long terme.

Une résine composite fibré (RCF) est définie comme une résine composite à laquelle des fibres sont ajoutées dans sa phase organique. Elles sont principalement composées de monomères de diméthacrylate (comme le bisGMA) et peuvent inclure des polyuréthanes. Les RCFs sont indiquées dans la technique directe bilaminaire pour restaurer les dents compromises, offrant une meilleure résistance à la fracture que les composites hybrides. Elles sont également utilisées comme noyau dentinaire pour les restaurations indirectes, permettant des défaillances plus facilement réparables (19).



Figure 7 : Aspect macrophotographique de différentes résines composites fibrées (19).

3 Evolution de la matrice résineuse

3.1 Composition et rôle de la matrice résineuse

3.1.1 Définition et fonction

La matrice résineuse des résines composites est composée de plusieurs éléments :

- la résine matricielle ;
- des agents diluants ou régulateurs de viscosité ;
- un système de polymérisation ;
- des inhibiteurs de prise et des pigments (12).

Cet ensemble (Fig. 8), initialement malléable, se solidifie sous l'effet de la polymérisation, ce qui rend son utilisation possible en technique directe.

La résine matricielle constitue la base active de la résine composite, où se déroule la réaction de polymérisation. Il s'agit d'une résine di méthacrylique, formant lors de la prise un réseau tridimensionnel réticulé, au sein duquel sont dispersées les charges. Les polymères employés influencent directement la viscosité, ainsi que les propriétés mécaniques et physiques du matériau (12).

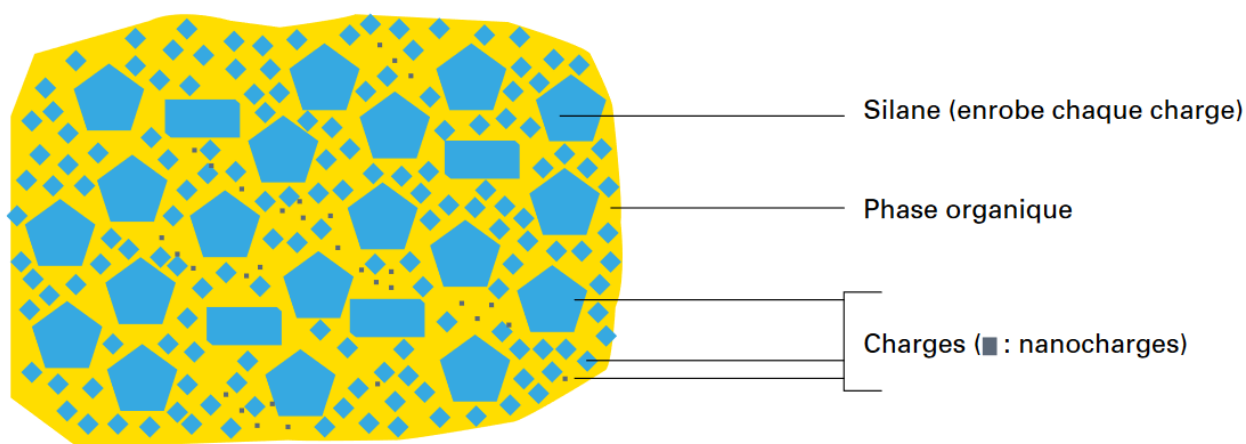


Figure 8 : Représentation schématique d'une résine composite hybride, la phase organique étant la matrice résineuse (12).

Une avancée décisive est apportée au début des années 1960 par Rafael Bowen, qui développe un monomère hybride époxy-méthacrylate baptisé Bis-GMA (bisphénol A glycidyl méthacrylate). Ce monomère, breveté en 1962, permet la formulation des premiers composites dentaires modernes en étant combiné à des particules de quartz comme charges (14).

Par rapport aux résines acryliques antérieures, elle offre des propriétés nettement améliorées : les restaurations sont plus dures et rigides, présentent un retrait de polymérisation réduit et un comportement thermique plus proche de celui de la dent, avec en prime une meilleure esthétique. Ce développement, couplé à l'introduction de la technique de mordantage de l'émail par Buonocore en 1955, a ouvert la voie aux composites adhésifs et durablement scellés aux tissus dentaires (14).

Dans un composite dentaire, la matrice organique résineuse joue un rôle primordial de liant : c'est elle qui enrobe les charges minérales, assure la cohésion du matériau après polymérisation et permet l'adhésion aux structures dentaires via les agents de couplage et le système adhésif.

La composition de cette matrice a évolué depuis le Bis-GMA originel afin d'optimiser les propriétés manipulatives et mécaniques. En effet, le choix des monomères influe fortement sur la viscosité du composite non pris, sa réactivité au photo-initiateur, sa rigidité après durcissement, son absorption d'eau et la quantité de retrait de polymérisation générée (20).

3.1.2 Principaux monomères utilisés

Le Bis-GMA (Fig. 9) reste un monomère de base largement utilisé pour ses qualités d'adhésion et son haut poids moléculaire, mais il est très visqueux en raison de ses deux groupes hydroxyles. Pour obtenir une pâte composite maniable et bien chargée en particules, on lui associe classiquement un co-monomère diluant de faible viscosité tel que le TEGDMA (triéthylèneglycol diméthacrylate) (20).

D'autres monomères ont été introduits afin d'améliorer la manipulation et la performance des composites : par exemple l'UDMA (Fig. 10) (uréthane diméthacrylate), moins visqueux que le Bis-GMA, est souvent employé dans les composites postérieurs, et le Bis-EMA (bisphenol A ethoxylated dimethacrylate), dérivé du Bis-GMA sans groupes hydroxyles, présente un retrait et une sorption d'eau diminués (20).

Ainsi, la matrice résineuse contemporaine est le plus souvent un mélange de diméthacrylates (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, etc.), formulé pour obtenir un compromis optimal entre viscosité de mise en œuvre, taux de polymérisation et propriétés mécaniques du composite une fois durci (20).

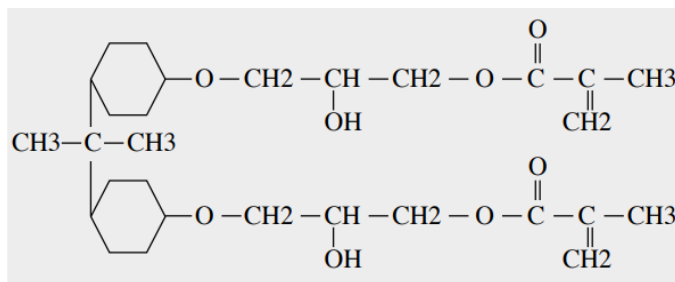


Figure 9 : Bis-GMA ou résine de Bowen (12).

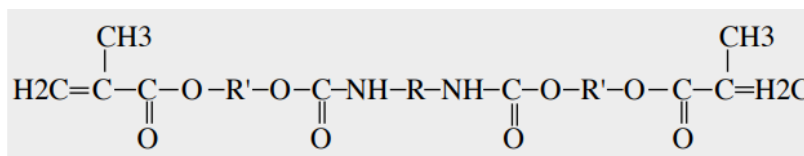


Figure 10 : Uréthane diméthacrylates (UDMA) ou diuréthane (12).

Plus récemment, de nouvelles formulations ont vu le jour, comme le dimère d'acide dicarbamate diméthacrylate, développé pour limiter encore davantage la rétraction de prise (12).

3.2 Retrait de polymérisation

3.2.1 Définition et mécanisme

La réaction de prise d'une résine composite entraîne la transformation d'un matériau à l'état pâteux (monomères) en un matériau dur (polymères).

D'une manière générale, des radicaux libres sont créés et provoquent l'ouverture de la double liaison carbone du monomère lors de la phase d'initiation, et l'allongement du polymère en formation lors de la phase de propagation (12).

La polymérisation peut être décrite en trois étapes successives :

- la phase d'initiation : un initiateur réagit avec un activateur pour produire des radicaux libres, éléments essentiels au déclenchement de la réaction ;
- la phase de propagation : les radicaux libres initiaux activent les monomères, qui deviennent à leurs tours réactifs. Ces monomères activés ainsi que les radicaux libres restants vont alors successivement activer d'autres monomères, entraînant la croissance du réseau polymérique ;
- la phase de terminaison : elle marque la fin du processus, lorsque les monomères disponibles ne peuvent plus être activés, stoppant ainsi l'extension de la chaîne polymérisée (12).

Il est important de noter que la réaction de polymérisation n'est jamais entièrement complète. Il reste donc des radicaux libres et des monomères non activés pouvant être libérés (12).

3.2.2 Tensions créées

Le retrait de polymérisation que subit un composite pendant sa prise induit des tensions au niveau de ces parois. Selon leur intensité, ces contraintes peuvent être à l'origine de la dégradation des joints dent-restauration, ou même de la structure de la dent, par fissuration (21).

Les facteurs qui concourent à la génération de ces contraintes sont :

- la géométrie de la cavité ;
- la composition du composite ;
- le taux de conversion des monomères, c'est-à-dire, la nature plus ou moins complète de sa réaction de polymérisation ;
- lié au facteur précédent, son mode d'irradiation lumineuse (21).

La géométrie de la cavité est l'un des paramètres majeurs de la contrainte induite par la polymérisation. On utilise un facteur de configuration (facteur C) qui correspond au rapport du nombre de surfaces de composite collées aux parois cavitaires sur le nombre de ses surfaces libres (qui ne sont pas en contact avec la dent) (Fig. 11). Plus il est élevé, plus les contraintes aux interfaces dent-biomatériau sont importantes (21).

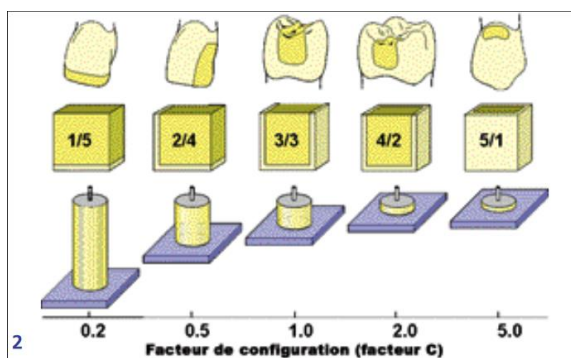


Figure 11 : Facteur de configuration (facteur C) (21).



Figure 12 : Etape de photopolymérisation lors de la mise en œuvre d'un composite dentaire (22).

3.2.3 Stratégies pour le limiter

Afin de le limiter, on peut s'intéresser aux paramètres qui font qu'une résine va plus ou moins perdre en volume à la suite de sa polymérisation.

En premier lieu, on peut jouer sur la taille des monomères. Par unité de volume, plus les monomères sont de petite taille, plus ils peuvent être nombreux, plus l'établissement de liaisons covalentes par polymérisation est important et, par conséquent, plus la contraction de prise est importante. Ainsi, une résine proportionnellement riche en TEGDMA, petit monomère de faible masse molaire, se contracte plus qu'une résine riche en BisGMA de haute masse molaire (10).

Cette voie a donné naissance à divers di méthacrylates dits "haut poids moléculaire" incorporés dans les composites récents par exemple le monomère DX-511 (composite Kalore, GC®), le TCD-uréthane (composite Venus Diamond, Kulzer®) ou le di méthacrylate de carbamate dimère (composite N'Durance, Septodont®) qui affichent un retrait polymérisation réduit par rapport aux Bis-GMA/TEGDMA conventionnels (14).

Ensuite, le taux de charges contenu au sein de la résine influence également le volume de retrait lors de la polymérisation. A volume équivalent, moins une résine composite est chargée, plus elle est alors riche en matrice résineuse, plus elle se contracte par rapport à une résine composite plus chargée (10).

Au-delà de la chimie des monomères et des taux de charges, des procédures cliniques ont été adoptées pour minimiser les contraintes de polymérisation.

La technique du stratifié multicouche est sans doute la plus répandue : le composite est appliqué en couches de faible épaisseur (environ 2 mm) successives au lieu d'un seul volume massif. Chaque incrément polymérisé subit un retrait modéré et limite les contraintes, et la configuration de cavité pour chaque couche est plus favorable (facteur C réduit) qu'en obturant tout d'un bloc. Ce protocole diminue la taille des espaces interfaciaux : on est passé d'espace supérieur à 10 μm avec les composites chémo-polymérisables des années 1980 à des espaces inférieurs à 1 μm grâce au photo-polymérisable en plusieurs couches (23).

De nouvelles matrices ont été aussi mises au point et, parmi elles, celles à base d'Ormocer, acronyme d'« ORganically MODified CERamics », technologie développée et brevetée par le Fraunhofer Silicate Research Institute à Würzburg (24).

Alors que les composites conventionnels sont formés d'une matrice purement organique, celle des matériaux à base d'Ormocer contient des structures polymères issus de l'adjonction de petites unités monomères dont le noyau est essentiellement constitué d'atomes de silicium (polymères siliconés) associés à des charges inorganiques. La matrice Ormocer contient un polymère avant même la polymérisation (Fig. 13). Ce squelette est formé par du dioxyde de silicium (SiO_2) et lui confère un plus faible retrait comparé aux matrices de méthacrylates (24).

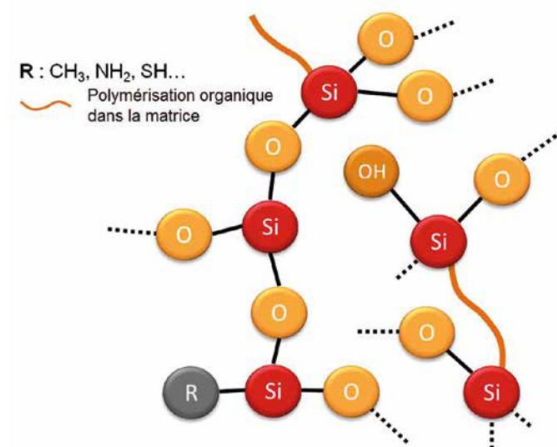


Figure 13 : Schématisation de la matrice sol-gel dans laquelle une polymérisation organique se produit entre les groupements silicium (24).

Ce type de matrice offre aussi une meilleure stabilité chimique en lien avec l'absence de monomères résiduels post polymérisation (25), point développé plus amplement par la suite sur la toxicité potentielle des résines et les solutions pour palier à cela.

3.3 La bio compatibilité des matrices résineuses

La biocompatibilité des composites dentaires s'est constamment améliorée au fil des évolutions de formulation. Une préoccupation majeure concerne les monomères résiduels non polymérisés qui peuvent s'échapper de la résine durcie. En clinique, le degré de conversion n'atteint jamais 100 % (on estime que seulement 50–75 % des doubles liaisons acrylates sont polymérisées) de sorte qu'une fraction de monomère libre demeure piégée dans la matrice et peut être relarguée progressivement dans le milieu buccal (20).

3.3.1 Effets biologiques des monomères résiduels contenant du Bisphénol A (BPA)

Le bisphénol A (BPA) pur n'est pas directement utilisé dans la composition des dispositifs médicaux en odontologie. Toutefois, de nombreux biomatériaux dentaires, en particulier les résines composites, sont élaborés à partir de dérivés du BPA, notamment des monomères méthacrylates.

À ce jour, aucune preuve formelle ne permet de conclure à un effet délétère de ces dérivés sur la santé humaine. Néanmoins, certaines études récentes ont ravivé les inquiétudes liées à une potentielle libération de BPA *in vivo* (26).

C'est Olea *et coll.* qui, les premiers, ont attiré l'attention sur ce phénomène après la mise en place de matériaux dentaires. Deux mécanismes principaux pourraient expliquer cette libération : d'une part, la présence d'impuretés résiduelles issues de la synthèse des monomères ; d'autre part, l'hydrolyse enzymatique, notamment par les estérases salivaires, des monomères non polymérisés libérés lors de la dégradation des résines.

Face à ces incertitudes, le praticien doit appliquer les recommandations d'usage : pose du champ opératoire, manipulation indirecte, photopolymérisation maîtrisée, polissage et rinçage après la pose. Ces précautions visent à limiter toute exposition inutile au BPA ou à ses dérivés (26).

Parmi les monomères dérivés du BPA, seul le clivage du Bis-DMA par les enzymes salivaires formerait directement du BPA, c'est pourquoi il n'est plus utilisé dans la formulation des matériaux dentaires (27).

Une étude de Flottes et Dursun sur les fibroblastes gingivaux conclut que les produits libérés par la résine composite peuvent provoquer des effets délétères précoces sur les cellules (28).

Bien que les cellules n'aient pas cessé de remplir leurs fonctions dans les conditions de l'étude, ces changements protéomiques indiquent un stress et une perturbation des processus cellulaires fondamentaux qui, à long terme ou à des concentrations plus élevées, pourraient entraîner des conséquences plus graves pour les tissus gingivaux et potentiellement pour l'organisme dans son ensemble si ces produits se diffusaient. Il est important de noter que cette étude a été réalisée *in vitro* sur des fibroblastes gingivaux humains, et que les effets *in vivo* dans un organisme complexe pourraient varier en raison de facteurs tels que la salive, le renouvellement tissulaire et les réponses immunitaires (28).

La composition de la matrice a été orientée alors vers des monomères plus réactifs et/ou moins volatils. Par exemple, l'UDMA tend à présenter une conversion plus élevée et une solubilité dans l'eau plus faible que le Bis-GMA : il a été rapporté qu'une résine composite à base d'UDMA libérerait moins de composants en milieu aqueux qu'une résine Bis-GMA/TEGDMA, signe d'une élution réduite de monomères résiduels (23).

Le développement de matériaux alternatifs sans dérivés du BPA est une piste encourageante, à condition qu'ils offrent des performances cliniques et économiques comparables aux composites actuels (26).

3.3.2 Développement de nouveaux polymères pour une meilleure biocompatibilité

3.3.2.1 Le polymère zwitterion

Chimiquement, un polymère zwitterionique se caractérise par la présence simultanée de charges positives et négatives distinctes dans sa structure. Bien que globalement neutre, cette disposition lui confère une forte polarité, favorisant son interaction avec l'eau.

Il en résulte la formation d'une surface hydrophile qui limite l'adsorption des protéines, ce qui permet de prévenir l'adhésion bactérienne (caries secondaires) et de contribuer à la durabilité des restaurations dentaires (limite développement du biofilm) (29).

Les polymères zwitterioniques présentent un intérêt croissant en odontologie en raison de leur capacité à rendre les surfaces moins susceptibles à l'adhésion des protéines.

Cette propriété permet de réduire l'adhésion microbienne ainsi que la formation de biofilms, ce qui constitue un enjeu majeur pour la réussite à long terme des restaurations dentaires (29).

Ces polymères possèdent une activité répulsive aux protéines et modifient la surface des biomatériaux en la rendant hydrophile, ce qui contribue à limiter l'accumulation bactérienne.

Un exemple couramment utilisé dans les recherches est le 2-méthacryloyloxyéthyl phosphorylcholine (MPC). Ce composé a été incorporé dans plusieurs matériaux dentaires expérimentaux et a démontré une capacité à repousser les protéines ainsi qu'à réduire l'adhésion bactérienne (29).

3.3.2.2 Les ORMOCERS

Comme déjà évoqué précédemment, ces polymères de très grande taille présentent intrinsèquement un faible retrait et une excellente stabilité chimique. Les composites ormocers commercialisés (Definite®, Admira®, Ceram-X®) incorporent parfois une petite quantité de diméthacrylate classique comme diluant de viscosité. Néanmoins, ils offrent globalement une biocompatibilité améliorée par rapport aux composites conventionnels, les fabricants mettent en avant que ces composites à matrice céramo-organique éliminent les risques de cytotoxicité associés aux résines classiques (25).

En effet, la matrice ormocer ne contient pas de Bis-GMA susceptible de libérer du BPA, et les études *in vitro* montrent une cytotoxicité très faible de ces matériaux.

Admira Fusion® (VOCO) a démontré une excellente tolérance cellulaire et même des effets positifs sur la prolifération de fibroblastes pulpaire humains en culture (30).

3.4 Autres innovations notables

3.4.1 Le silorane

Comme innovation concernant les matrices des composites, il y a l'apparition de matrice à base de silorane.

Le silorane est une nouvelle technologie de monomère développé dans le but de minimiser le retrait de polymérisation. Cette matrice est formée par la polymérisation cationique par ouverture de cycles du monomère de silorane (Fig. 14) (31).

Ce processus est différent de la réaction en chaîne linéaire des méthacrylates utilisés depuis l'avènement des composites.

Au niveau moléculaire, on a un noyau de silorane avec quatre cycles oxyrane (contenant de l'oxygène) attachés. Ces cycles s'ouvrent pendant la polymérisation pour se lier à d'autres monomères (31).

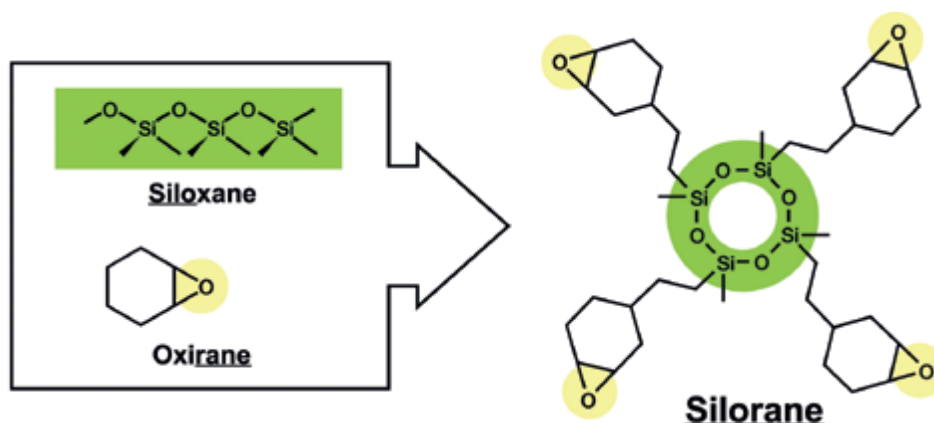


Figure 14 : Illustration de la composition chimique du silorane, qui est constitué d'une combinaison de deux éléments chimiques : le siloxane et l'oxirane (31).

Les avantages sont :

- une diminution du retrait de polymérisation et des contraintes associées (moins de 1% contre 2 à 7% pour les composites méthacrylates) ;
- moins de complications cliniques à la suite de la polymérisation (moins de fissures marginales, micro-fuites ou de décollement à l'interface, en résulte une meilleure adaptation marginale pour le scellement de cavités) ;
- des propriétés hydrophobes avec la présence de molécules de siloxane qui minimise la décoloration exogène et l'absorption d'eau ;
- un meilleur comportement au sein d'une cavité avec un facteur C élevé grâce à une adhérence plus résistante (31).

A noter que ces avantages ont été évalués lors d'études *in vitro*, les études cliniques à long terme sont encore nécessaires pour affiner ces résultats dans la pratique quotidienne (31).

Une étude de Madhyastha *et al.* faite en 2023 et publiée en 2024 suggère que les composites à base de silorane présentent une absorption et une solubilité plus faible que les composites à base de méthacrylate induisant une plus grande stabilité hydrolytique même après un mois d'immersion au sein d'un fluide (dans l'étude ici de l'eau distillée et de la salive artificielle d'autre part).

En conclusion de cette étude, les composites en silorane pourraient être une meilleure alternative clinique que les composites de méthacrylate en raison de leur meilleure stabilité hydrolytique (32).

3.4.2 Nouvelle méthode de polymérisation

En ce qui concerne la photopolymérisation, les nouveautés concernent entre autres les photo-initiateurs dans le développement d'alternative à la camphorquinone (CQ), le plus répandu et compatible des photo-initiateurs avec la plupart des lampes LED, mais qui possède une couleur jaune qui limite son utilisation pour les composites de teinte très claires.

De nouveaux photo initiateurs moins colorés ont été développés. Ces molécules sont des photo-initiateurs de type I qui ne nécessitent pas de co-initiateur amine tertiaire, contrairement à la CQ (qui est de type II) (Fig. 15).

Leurs pics d'excitation se situent dans le domaine du violet (entre 390 nm et 425 nm), ce qui implique l'utilisation de lampes à photopolymériser adaptées (22).

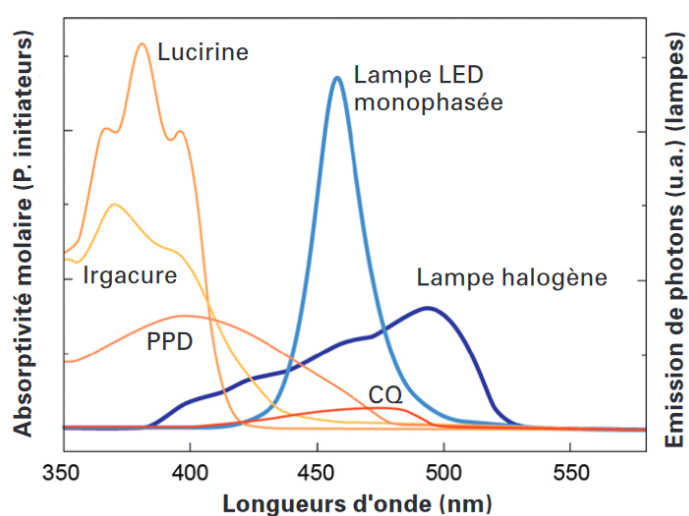


Figure 15 : Longueurs d'onde d'absorption de la camphroquinone (CQ) et de trois autres photo-initiateurs comparées aux longueurs d'onde émises par les deux principaux types de lampe à photopolymériser (d'après Neumann et coll, 2005) (22).

Certains fabricants utilisent ces nouveaux photo-initiateurs en association avec la CQ pour réduire la proportion de cette dernière dans les composites de teintes claires.

Il y aussi eu des avancées du côté des lampes à photopolymériser. On observe le développement des lampes LED de deuxième et troisième génération qui dominent le marché actuel. Les lampes LED de deuxième génération utilisent des diodes plus petites et plus puissantes, permettant une polymérisation efficace des composites contenant de la CQ avec des durées réduites (Fig. 16). Les lampes LED de troisième génération ont été conçues pour activer les nouveaux photo-initiateurs comme le TPO et l'Ivocerin® en incorporant différentes diodes émettant à différentes longueurs d'onde (combinant généralement des lumières bleues autour de 460 nm et violettes autour de 407 nm) (22).

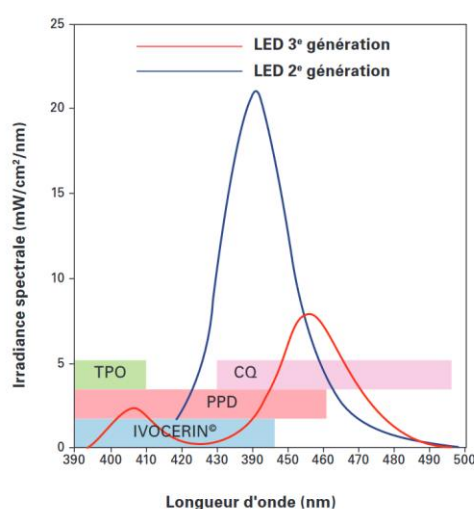


Figure 16 : Spectre des lampes LED de deuxième et troisième génération (d'après Rueggeberg et coll, 2017) (22).

En complément, on note l'apparition de modes de polymérisation à départ progressif ou pulsés sur de nombreux dispositifs récents. Ces modes visent à réduire les effets du stress de contraction de polymérisation et à diminuer l'échauffement (22).

Enfin, on souligne une prise de conscience accrue de l'importance de la maîtrise de la technique de photopolymérisation. Les praticiens doivent être formés à l'utilisation des lampes, connaître les photo initiateurs présents dans les composites utilisés, s'assurer de la compatibilité entre la lampe et le composite, et respecter les bonnes pratiques (positionnement de la lampe, temps d'exposition, maintenance de l'équipement) pour garantir une polymérisation de qualité (22).

3.4.3 Composites adaptatifs et auto-réparants

Il existe des résines composites en développement avec une propriété novatrice qui est celle de pouvoir se réparer par elle-même à la suite de microfissures au sein de sa structure. Cela grâce à l'incorporation de microcapsules autocicatrisantes en poly-urée formaldéhyde (PUF) et contiennent un agent de cicatrisation.

Dans l'étude de Syed *et al.*, l'agent de cicatrisation principal est le triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA), associé à 1 % de N,N-bis(2-hydroxyéthyl)-p-toluidine (DHEPT) (33).

Le processus de réparation se déroule de la manière suivante :

- formation de microfissures : lorsque des contraintes sont appliquées à la résine, des microfissures peuvent se former dans la matrice ;
- rupture des microcapsules : la propagation des ces microfissures provoque la rupture des microcapsules autocicatrisantes qui sont dispersées dans la résine. La rupture des microcapsules est le facteur clé de cet effet ;
- libération de l'agent de cicatrisation : lorsque les microcapsules se rompent, elles libèrent l'agent de cicatrisation (TEGDMA + DHEPT) dans le plan de fissure ;
- réaction de polymérisation : l'agent de cicatrisation libéré (TEGDMA et DHEPT) entre en contact avec l'initiateur auto-cicatrisant (BPO) qui est présent dans la matrice résineuse. Le DHEPT agit comme un accélérateur pour la réaction de polymérisation initiée par le BPO (33).

Cette réaction provoque la reliaison des surfaces fracturées au niveau de la microfissure (33). Cette étude de Syed *et al.* a utilisé un agent de cicatrisation marqué à la rhodamine B pour visualiser microscopiquement la libération de l'agent de cicatrisation au niveau des fissures. Les images obtenues ont confirmé la libération de l'agent de cicatrisation à travers les lignes de fracture après la rupture des microcapsules.

Des films polymères formés par l'agent de cicatrisation libéré et polymérisé ont également été observés sur les surfaces fracturées cicatrisées (33).

4 Innovations récentes des matériaux composites dentaires

4.1 Les composites bulk-fill

4.1.1 Présentation

Les composites bulk-fill sont une catégorie de composite dentaire visant à simplifier la procédure d'obturation et diminuer le temps passer sur la restauration pour le secteur postérieur, distribués sur le marché à partir de 2013. La profondeur moyenne d'une cavité proximale du secteur postérieur peut atteindre 7 mm, sachant qu'un composite classique se pose en couche de 2 mm par 2 mm, la réalisation de cet acte peut se révéler fastidieuse et chronophage. D'où le développement de ce nouveau type de matériau bulk-fill, de remplissage en monocouche pour faciliter la tâche et réduire les problèmes liés à la rétraction de polymérisation. L'objectif théorique de départ est de réussir à poser des couches non pas de 2 mm mais de 4 mm sans compromettre le résultat clinique final (34).

4.1.2 Caractéristiques

Il existe trois principales caractéristiques permettant de comprendre comment ce type de matériau fonctionne.

Tout d'abord, sa translucidité qui est une propriété optique affectant le degré de conversion de la résine. Celle des bulk-fill est bien plus élevée que celle des résines traditionnelles. Ce paramètre facilite le passage de la lumière de photopolymérisation et augmente donc le degré de conversion. Le risque est que le matériau devienne moins opaque et voit sa capacité de masquage ainsi que ses propriétés esthétiques réduites, d'où la limitation de son usage dans les zones esthétiques (34).

Cette translucidité peut s'expliquer par un faible pourcentage et une taille plus importante de charges et aussi par l'indice de réfraction.

Plus l'indice de réfraction de la résine est proche de celui des charges organiques, plus le matériau est translucide (34).

Ensuite, il y a l'utilisation d'un modulateur de polymérisation. Ce modulateur agirait comme une sorte de ressort afin de réduire la tension au sein de la restauration lors de la polymérisation. Il s'agit d'un composant dérivé du diméthacrylate d'uréthane intégré à la matrice résineuse, qui contribue à limiter les contraintes liées au retrait de polymérisation (34).

Cela s'explique par une montée plus progressive du module d'élasticité pendant le durcissement, tout en préservant une vitesse de polymérisation efficace et un taux de conversion final satisfaisant. Il contribue également à réduire les effets indésirables tels que les décolorations marginales, la formation de microfissures, l'apparition de caries secondaires et la sensibilité dentaire (34).

Enfin, le dernier composant spécifique à ce type de résine est l'utilisation de photo-initiateurs spécifiques. La plupart des fabricants utilisent la camphroquinone comme photo-initiateur. Chaque photo-initiateur a un pic d'absorption spécifique et sa réactivité est alors maximum quand l'appareil de lumière utilisé correspond à son spectre d'émission. Le recours à un photo-initiateur alternatif à la camphoroquinone, appelé Ivocerine, a permis d'améliorer la rapidité du degré de conversion, assurant ainsi un durcissement plus homogène même en profondeur.

Comparée aux photo-initiateurs traditionnels, l'Ivocérine[®] présente une réactivité nettement supérieure, ce qui autorise la polymérisation de couches épaisses, jusqu'à 4 mm, en seulement 10 secondes. Issu du diéthylgermane, ce photo-initiateur possède un pic d'absorption situé à 408 nm (34).

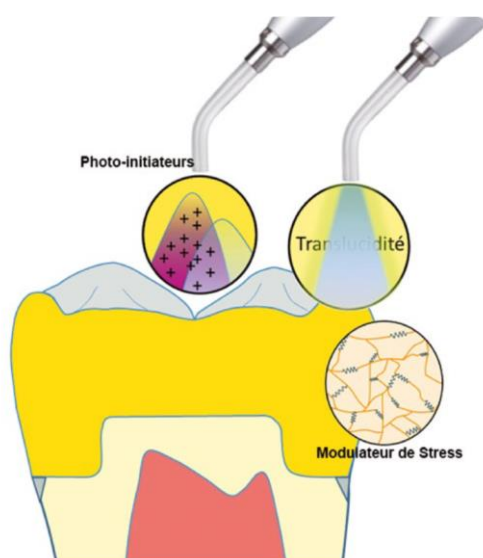


Figure 17 : Les principales caractéristiques des composites bulk-fill (34).

4.1.3 Avantages et inconvénients

En ce qui concerne les avantages, l'utilisation des composites bulk-fill permet d'accélérer la procédure d'obturation grâce à l'application de couches plus épaisses, atteignant 4 mm au lieu des 2 mm habituels.

Elle facilite également la technique opératoire et améliore l'ergonomie, notamment lorsqu'elle est associée à un système adhésif auto-mordant.

De plus, les versions fluides des bulk-fill assurent une meilleure adaptation de la couche profonde aux parois pulpaire de la cavité.

Enfin, les composites bulk-fill hautement chargés permettent de remplir entièrement la cavité en une seule étape (35).

Pour les inconvénients, ils présentent certaines limites, notamment un nombre restreint de teintes (d'une à quatre).

Ils sont majoritairement indiqués pour les restaurations du secteur postérieur, ce qui restreint leur potentiel clinique.

Leur esthétique reste modérée en raison d'une translucidité relativement élevée.

De plus, lorsqu'il s'agit de masquer des discolorations marquées, comme celles de la dentine teintée par l'amalgame, l'emploi d'un modificateur de teinte devient nécessaire.

Enfin, les versions fluides de ces composites nécessitent l'ajout d'une protection occlusale pour assurer la résistance mécanique en surface (35).

4.1.4 Applications cliniques

Le choix du matériau et du nombre de couches de composite dépend de la localisation et de la profondeur de la cavité.

Les composites bulk-fill sont surtout recommandés pour les obturations des cavités de classe I et II de Black, de profondeur moyenne ou importante, situées dans le secteur postérieur des dents permanentes.

Ils sont également employés pour restaurer des dents dépulpées lors de l'obturation des cavités d'accès, que ce soit seuls ou associés à des tenons en fibres de verre dans une approche prothétique.

Pour les cavités d'une profondeur maximale de 4 mm, une seule couche est suffisante, tandis que les cavités plus profondes nécessitent deux à trois couches successives.

Ils trouvent aussi leur indication en odontologie pédiatrique, pour les dents temporaires, en particulier lorsqu'ils sont combinés à un système auto-mordant (35).

4.2 Les composites universels

4.2.1 Présentation

Le terme composite universel désigne un composite polyvalent pouvant être utilisé aussi bien pour les restaurations antérieures (incisives, canines) que postérieures (prémolaires, molaires)³. Ces composites offrent une bonne biocompatibilité, une esthétique adaptée à la couleur des dents et des propriétés mécaniques suffisantes pour de nombreuses indications cliniques, d'où cette notion d'universalité. Ces améliorations expliquent qu'actuellement les résines composites sont le matériau de restauration direct le plus employé en odontologie (14). C'est l'évolution des formules, du macro-chargé (grossières particules de quartz) vers les micros-chargés puis hybrides, qui a abouti dès les années 1990 à des composites dits universels, combinant à la fois résistance mécanique et bon degré de polissage pour convenir à toutes les zones⁴.

4.2.2 Indications cliniques

Ces composites peuvent être utilisés pour des restaurations antérieures (classes III, IV, V de Black). Ils sont très efficaces pour ce type de restaurations où la couleur et la translucidité sont cruciales.

Ils sont utilisés pour restaurer les pertes dentaires interproximales antérieures (classe III), les fractures incisives (angle cassé en classe IV), ou les érosions/abrasions cervicales inesthétiques (classe V). Grâce à leur excellent rendu optique et à la possibilité de stratifier différentes teintes et opacités si besoin, ils permettent de reproduire au mieux l'aspect de la dent naturelle⁴.

Ils sont également largement utilisés pour les obturations des molaires et prémolaires, y compris pour les caries occlusales simples (classe I) et les pertes de substance interproximales (classe II) modérées (36).

³ Denta. denta.be. [Internet]. [cité 15 mai 2025]. Composite universel dentaire. Disponible sur: <https://www.denta.be/catalogue/consommables-et-appareils-peripheriques/composites/composite-universelle/>

⁴ Lively T. How universal are universal materials? Dent prod rep. [Internet]. 2021 [cité 15 mai 2025]; Disponible sur : <https://www.dentalproductsreport.com/view/how-universal-are-universal-materials->

Leur résistance à la compression et leur capacité d'adhésion aux parois dentaires permettent de restaurer les sillons et les crêtes occlusales avec une bonne longévité, pour des cavités de taille moyenne (36).

La polyvalence des composites universels fait qu'on les retrouve dans de nombreuses situations cliniques. En odontologie pédiatrique, ils sont utilisés pour les obturations des dents temporaires. Ils servent à l'obturation de fissures et puits profonds (en alternative aux scellements fluides), à la réparation de restaurations existantes (par exemple ajouter du composite sur un ancien composite ou sur une céramique ébréchée après préparation) (36). En somme, dès qu'une reconstruction directe de la forme dentaire est nécessaire, le composite universel représente souvent le matériau de choix par sa versatilité.

4.2.3 Avantages et inconvénients

Les composites universels offrent de nombreux avantages cliniques, en comparaison à un composite destiné à une localisation spécifique :

- En matière d'esthétisme et de mimétisme, ils permettent des restaurations invisibles, de la couleur des dents. Le composite peut être teinté pour correspondre à la teinte de l'émail/dentine adjacente, offrant un résultat esthétique pour les patients, notamment pour les restaurations antérieurs³.
- Une capacité d'utilisation en bouche peu importe la localisation de la perte dentaire, tant que cette dernière puisse être restaurer en technique directe, grâce à leur résistance mécanique et leur bon degré de polissage⁴.
- Un gain de temps clinique, le praticien n'ayant plus à se demander quel composite spécifique utiliser (36).

En ce qui concerne les inconvénients, hormis ceux généralement retrouvés chez tous les composites (besoin d'isolation à une quelconque humidité lors de la pose, retrait de polymérisation, durabilité relative, risque de micro-infiltrations), il n'existe pas d'inconvénient réellement spécifique à ce type de résine (6).

4.3 Les composites caméléons

4.3.1 Présentation

Avec l'essor des restaurations esthétiques collées au tournant du 21^e siècle, la question du mimétisme des composites avec l'émail naturel est devenue centrale. Historiquement, les fabricants ont proposé des systèmes multi-teintes à stratifier (dentine, émail, incisif) afin de reproduire la polychromie dentaire, selon le nuancier VITA et ses différentes teintes et opacités.

Pour simplifier la sélection de teinte, l'industrie a introduit récemment des composites dits caméléons ou mono-teinte, capables de s'ajuster à la couleur de la dent sans avoir à choisir parmi de multiples résines. Ces composites universels ont émergé vers la fin des années 2010 et visent à correspondre à l'ensemble du spectre VITA par des mécanismes d'ajustement, de mélange optique et d'assimilation de la couleur ambiante (37).

En 2019, par exemple, Tokuyama Dental a lancé « OMNICHROMA[®] » (Fig. 18), présenté comme le premier composite universel « one-shade » couvrant toutes les 16 teintes VITA avec une seule seringue. Cette résine innovante utilise des nano charges sphériques de silice et zircone (de taille environ 260 nm) sans pigments ajoutés, capables de générer une teinte structurale allant du rouge au jaune sous l'effet de la lumière, reproduisant ainsi les teintes dentaires (37).



Figure 18 : Composite OMNICHROMA[®] de chez Tokuyama Dental⁵.

⁵ Tokuyama dental. Omnichroma, the future of composites, colour from light [Internet]. Disponible sur: <https://tokuyama-dental.eu/en/shop/composite/10112-omnichroma/>

4.3.2 Principes optiques

L'effet caméléon (ou blending effect) désigne la capacité d'un matériau à se fondre chromatiquement dans son environnement dentaire immédiat, de sorte que la différence de teinte entre la restauration et la dent s'en trouve réduite au minimum. En pratique, un composite à effet caméléon apparaît de la même couleur que les structures dentaires adjacentes, rendant la restauration difficile à discerner. Cette propriété repose en grande partie sur la translucidité du matériau, suffisamment translucide pour laisser passer et diffuser la lumière de la dent sous-jacente, induisant un mélange optique des couleurs (37).

Ainsi, plus un composite est translucide, plus la différence de couleur avec la dent diminue, ce qui correspond à une augmentation de l'effet caméléon observé (39).

D'un point de vue physico-optique, la translucidité d'une résine composite dépend de sa diffusion interne de la lumière. Une matrice résine et des charges ayant le même indice de réfraction rendraient le matériau quasi transparent (pas de diffusion). En revanche, des indices de réfraction différents entre la résine et les charges engendrent de la diffusion lumineuse et donc un aspect translucide car une partie de la lumière est déviée et dispersée dans le matériau (38).

Les fabricants des composites caméléons récents se sont appuyés sur ces principes optiques pour développer de nouvelles technologies. Par exemple, la technologie « Smart Chromatic Technology » d'OMNICHROMA[®] mise sur des nanosphères de SiO₂-ZrO₂ (Dioxyde de silicium et Oxyde de zirconium) uniformes (environ 260 nm) dont la dimension a été choisie pour interagir avec la lumière visible : ces sphères produisent par diffraction sélective des longueurs d'onde dans le spectre rouge-jaune (430 à 750 nm), couvrant les tonalités dentinaires sans ajout de pigment classique (37).

4.3.3 Indications cliniques

Les composites à effet caméléon sont particulièrement indiqués pour simplifier les restaurations esthétiques courantes. Dans les cavités de petite à moyenne étendue (par exemple les classes I, II postérieures ou III, IV antérieures limitées), ces matériaux offrent l'avantage de s'adapter à la coloration de la dent support sans nécessiter de montage stratifié complexe (39).

Une restauration directe unitaire (monocouche) peut donc suffire à restituer la forme et la teinte, à condition que la préparation soit entourée de suffisamment de structure dentaire résiduelle pour guider l'ajustement de couleur (40). Les classes V cervicales et autres retouches esthétiques mineures (fermeture de diastème, comblement de coin incisif) peuvent également bénéficier de ces composites universels, car l'effet caméléon y permet une transition douce entre la résine et la dent sans démarcation visible (39).

En pratique, ces composites mono-teintes ont montré une excellente correspondance visuelle dans des contextes cliniques variés, y compris en restauration antérieure modérée, du moins lorsqu'ils sont utilisés selon les recommandations du fabricant.

Par exemple, OMNICHROMA® est jugé « parfait pour les classes V et III » par certains cliniciens du fait de sa capacité d'adaptation de teinte immédiate en une seule couche. Leur universalité de teinte en fait une option intéressante pour les cabinets souhaitant gagner du temps et éviter la confusion liée aux multiples références de couleur (39).

Néanmoins, il convient de souligner que ces matériaux ne sont pas adaptés à toutes les situations. En cas de restauration très étendue sur une dent antérieure (par exemple une classe IV très large exposant toute une moitié d'incisive) ou de dent présentant un fond sous-jacent très foncé (ancienne teinte d'amalgame, dent dévitalisée grise), le composite caméléon seul peut montrer ses limites. Sa performance dépend alors de sa capacité à masquer ou neutraliser la teinte de fond (39).



Figure 19 : Cas clinique du Dr. Thomas Taha, restaurations en composite avec OMNICHROMA⁵.

4.4 Les composites injectables

Pour cette dernière innovation, il s'agit plus d'une technique nouvelle que d'un composite innovant en lui-même. Pour cette technique, le type de résine utilisée est un composite fluide injecté à l'intérieur d'une gouttière en silicone préalablement produite pour reproduire l'esthétique de forme recherchée par le praticien. L'étude du cas clinique de David Gestakovski (Fig. 20-21) indique que les composites fluides sont privilégiés par rapport aux composites conventionnels, car ils peuvent remplir la gouttière en silicone sans nécessiter de pression externe, ce qui élimine les problèmes de distorsion éventuels et des résultats finaux insatisfaisants (40).

Dans ce cas clinique, un composite fluide (Beautiful Flow Plus F03 de viscosité moyenne de chez Shofu Dental) a été utilisé pour restaurer les dents du patient. Le composite fluide est considéré comme plus approprié pour une utilisation avec une gouttière en silicone transparent en raison de la facilité de réplique intraorale précise du modèle préparé. De plus, les composites fluides présentent une bonne mouillabilité sur tout substrat, de meilleures caractéristiques de placement et une adaptation marginale, avec moins de vides. Pour ce procédé, il s'agit le plus souvent de résines fluides hautement chargées qui allient viscosité adaptée (pour s'écouler dans le moule et épouser les détails) et bonnes propriétés mécaniques (40).

Les questions concernant cette technique pourraient se poser au sujet de la résistance à long terme de la restauration avec un composite fluide, de prime abord plus fragile qu'un composite plus compact. Les composites fluides et conventionnels ont démontré des propriétés physiques cliniquement acceptables. Des études récentes n'ont montré aucune différence statistique ou clinique dans tous les résultats évalués pendant des périodes de suivi allant jusqu'à 3 ans. Les propriétés mécaniques, la résistance à l'usure, la force, le polissage et la translucidité des composites fluides se sont considérablement améliorés ces dernières années. Des méta-analyses récentes n'ont trouvé aucune différence statistique ou clinique entre les composites fluides et conventionnels dans aucun résultat évalué (40).



Figure 20 : injection du composite flow au sein de la gouttière en silicone (40).



Figure 21 : photographie intrabuccale avant et après traitement par composite injecté chez un patient de 22 ans (40).

De nombreux cas cliniques, comme ce dernier, montrent que cette technique permet de reconstituer l'esthétique et la fonction de façon stable et prédictible, en corrigeant des diastèmes, des microdonties, des usures ou des malpositions légères, sans intervention prothétique lourde (40).

Conclusion

L'évolution des résines composites au fil des décennies témoigne des progrès toujours plus poussés de la recherche scientifique, appliqués à l'odontologie restauratrice. D'un matériau à la base destiné aux restaurations esthétiques du secteur antérieur, le composite est devenu aujourd'hui un incontournable de la pratique clinique, grâce à l'amélioration conjointe de sa formulation chimique, de ses propriétés mécaniques, et de ses performances esthétiques.

Les évolutions majeures ayant marqué ces matériaux portent à la fois sur la nature et la taille des charges, sur la composition des matrices résineuses, mais aussi sur les procédés de photopolymérisation, la simplification des protocoles cliniques ou encore la capacité d'adaptation optique des composites. Ces innovations ne sont pas seulement techniques : elles traduisent une volonté d'adapter les matériaux aux réalités cliniques, en réduisant le temps opératoire, en limitant les risques d'erreurs lors du choix de teinte, et en améliorant la longévité des restaurations.

Par ailleurs, l'introduction de matériaux bioactifs, antibactériens ou hautement biocompatibles, notamment par l'incorporation de charges fonctionnalisées ou de polymères innovants, montre que la recherche ne se limite plus à l'aspect mécanique ou esthétique. Elle vise désormais à faire du composite un acteur actif de la prévention, capable d'interagir avec le milieu buccal, de favoriser la reminéralisation, et de limiter les risques de récurrence carieuse. Ces évolutions dessinent les contours d'une dentisterie moderne plus conservatrice et biocompatible.

À travers les multiples innovations des dernières décennies, ce matériau démontre à quel point la recherche en dentisterie ne cesse de chercher à repousser les limites du passé, en apportant des réponses aux contraintes cliniques d'hier tout en anticipant les besoins de demain. Les résines composites incarnent ainsi une dynamique constante d'adaptation et de perfectionnement, au service du praticien et du patient.

À l'heure où la dentisterie moderne s'oriente vers une approche toujours plus préventive et minimalement invasive, les résines composites continueront d'évoluer, pour mieux répondre aux exigences du futur.

Références bibliographiques

1. Colat-Parros J, Jordana F. Les ciments dentaires. Univ Médicale Virtuelle Francoph. 2010;
2. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. Encycl Méd-Chir. 2010;
3. Vanherle G, Lambrechts P, Meerbeek BV. L'amalgame dentaire en l'an 2000. Réal Clin. 2000;11(4):393-405.
4. Comité scientifique des risques sanitaires et environnementaux de la Commission européenne. Matériaux d'obturation dentaire, amalgames et matériaux alternatifs. Greenfacts; 2008.
5. Venet L, Ducret M, Millet C, Costa-Mendes L, Ciers J. Prothèse complète implanto-portée : caractérisation de la fausse gencive en résine composite. Strat Prothétique. 2015;15(2):1-8.
6. Chaput F, Faure AC. Composites dentaires. In: Techniques de l'ingénieur. Editions T.I. Paris; 2019. p. MED7500 v1.
7. Snider J. Biographie Rafael Bowen. J Am Dent Assoc. 2020;151(7):477-9.
8. Giraud T. Les résines composites - classification. In: Biomatériaux cliniques. 2019. p. 26-45.
9. Chaumont PE. La photopolymérisation des résines composites : données actuelles [Thèse]. [Nancy]: Lorraine - collégium santé faculté d'odontologie; 2012.
10. Mortier É, Balthazard R. Les résines compsites utilisées en méthode directe... en toute simplicité. Biomatériaux Clin. 2019;4(2):60-9.
11. Lehmann N, Spreafico R. Restaurations postérieures indirectes en composite. Réal Clin. 2018;29(4):267-74.
12. Giraud T, Ramel C, Raskin A. Partie 1 - composition et structure. Biomatériaux Clin. 2018;3:10-21.
13. Zunzarren R. Finition et polissage des composites. L'information dentaire. 2017;21:25-8.
14. Ferracane J. A historical perspective on dental composite restorative materials. J Funct Biomater. 2024;15(7):173.
15. Ahmed MA, Jouhar R, Khurshid Z. Smart monochromatic composite : a literature review. Scribante A, éditeur. Int J Dent. 2022;1-8.
16. Pradelle-Plasse N, Mocquot C. Processus de déminéralisation/reminéralisation, thérapeutiques de reminéralisation. Inf Dent. 2019;(31):18-24.
17. Grosogeat B, Mocquot C. Les verres bioactifs. Biomatériaux Clin. 2022;7(1):27-36.

18. Yin IX, Zhang J, Zhao IS, Mei ML, Li Q, Chu CH. The antibacterial mechanism of silver nanoparticles and its application in dentistry. *Int J Nanomedicine*. 2020;15:2555-62.
19. Attal JP. Les résines composites fibrés. *Biomatériaux Clin*. 2024;9(2):34-44.
20. Dureja A, Acharya SR, Kini S, Mayya A, Hedge V. Biocompatibility and performance of dental composite restorations : a narrative review on free monomer release, concerns and solutions. In MDPI; 2024. p. 160.
21. de Gee AJ, Kleverlaan CJ, Degrange M. Retrait et contraintes de polymérisation des composites. *Inf Dent*. 2006;(34):2049-57.
22. Chevalier V, Pérard M. La photopolymérisation. *Biomatériaux Clin*. 2019;4:32-41.
23. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int*. 2012;19(3):225-34.
24. Canceill T, Garnier S, Monsarrat P, Nasr K, Joniot S. Qu'est-ce qu'un ormocer ? *Biomatériaux Clin*. 2017;2:24-6.
25. Rajeev V, Arunachalam R, Nayar S, Arunima PR, Ganapathy S, Vedam V. « Ormocer an innovative technology »: a replacement for conventional cements and veneer? A comparative in vitro analysis. *Eur J Dent*. 2017;11(1):58-63.
26. Robberecht L, Dehurtevent M, Deveaux E, Dumont A. Le bisphénol a en odontologie. *L'orthodontiste*. 2017;6(4):62-5.
27. Dantagnan CA, Babajko S, Attal JP. Les perturbateurs endocriniens en santé orale. *Inf Dent*. 2024;(38):10-20.
28. Flottes Y, Dursun E. Analyse protéomique de fibroblastes gingivaux humains exposés aux produits relargués par une résine composite. *Biomatériaux Clin*. 2024;9(1):18-27.
29. Kim HT, Çakmak G, Lee YH, Jo YH, Yoon HI, Yilmaz B. Mechanical properties, cytotoxicity, and protein adsorption of three-dimensionally printable hybrid resin containing zwitterionic polymer and silicate-based composites for dental restorations. *J Dent*. 2024;147.
30. Del Giudice C, Rengo C, Maglitter M, Armogida NG, Iaculli F, Rengo S, et al. Cytotoxicity effects and differentiation potential of ormocer-based and nanohybrid composite resins on human dental pulp stem cells. *Dent Mater*. 2024;40(6):984-92.
31. Maghaireh GA, Taha NA, Alzraikat H. The silorane-based resin composites : a review. *Oper Dent*. 2017;42(1):E24-34.
32. Madhyastha PS, Naik DG, Natarajan S, Kumar Bhat MR, Vinodhini RS. Effects of water sorption and solubility on degradation of silorane and methacrylate-based dental composites. *Indian J Dent Res*. 2024;35(1):76-9.
33. Syed MR, Aati S, Flematti G, Matinlinna JP, Fawzy A. Development and characterization of 3d-printed denture base resin composites having self-healing potential. *Dent Mater*. 2025;41(4):451-63.

34. Sabbagh J, Hajj M, Feghali M, Mansour H. Les composites en monocouche ou bulk-fill. *Biomatériaux Clin.* 2016;1(2):37-43.
35. Sabbagh J, Fahd JC, Hajj M, Nahas P. Les composites en monocouche ou bulk-fill. *Biomatériaux Clin.* 2017;2(1):22-31.
36. Roeters J, Shortall A, Opdam N. Can a single composite resin serve all purposes ? *Br Dent J.* 2005;199(2):73-9.
37. Mohammadipour HS, Yazdi SS, Mashhad MJM, Babazadeh S, Shahri A. Color matching and translucency of single-shade resin composites: effects of restoration thickness, background shade, and aging. *Bmc Oral Health.* 2025;25(1):616.
38. Vattanaseangsiri T, Khawpongampai A, Sittipholvanichkul P, Jittapiromsak N, Posritong S, Wayakanon K. Influence of restorative material translucency on the chameleon effect. *Sci Rep.* 2022;12(1).
39. Santana IC, De Oliveira SS, Botelho KP, De Oliveira Rigotti RL, Glória JCR, Botelho AM, et al. Evaluation of the roughness, color match, and color stability of two monochromatic composite resins : a randomized controlled laboratory study. *Bmc Oral Health.* 2025;25(1):288.
40. Geštakovski D. The injectable composite resin technique : minimally invasive reconstruction of esthetics and function. Clinical case report with 2-year follow-up. *Quintessence Int.* 2019;50(9):712-9.

Table des illustrations

Figure 1 : Nécessaire, vers 1860, pour production d'un amalgame dentaire : poudre d'alliage, mortier et son pilon, flacon distributeur de mercure en gouttes.	15
Figure 2 : A. Acide acrylique B. Acide méthacrylique C. Méthacrylate de méthyle (2).	16
Figure 3 : Vue occlusale endo buccale d'une restauration par amalgame (3).	17
Figure 4 : Portrait photographique du Dr. Rafael Bowen (7).	18
Figure 5 : Description des composantes d'un composite dentaire (6).	19
Figure 6 : Frise chronologique retraçant l'évolution des charges (8).	24
Figure 7 : Aspect macrophotographique de différentes résines composites fibrées (19).	31
Figure 8 : Représentation schématique d'une résine composite hybride, la phase organique étant la matrice résineuse (12).	32
Figure 9 : Bis-GMA ou résine de Bowen (12).	34
Figure 10 : Uréthane diméthacrylates (UDMA) ou diuréthane (12).	34
Figure 11 : Facteur de configuration (facteur C) (21).	35
Figure 12 : Etape de photopolymérisation lors de la mise en œuvre d'un composite dentaire (22).	36
Figure 13 : Schématisation de la matrice sol-gel dans laquelle une polymérisation organique se produit entre les groupements silicium (24).	37
Figure 14 : Illustration de la composition chimique du silorane, qui est constitué d'une combinaison de deux éléments chimiques : le siloxane et l'oxirane (31).	41
Figure 15 : Longueurs d'onde d'absorption de la camphroquinone (CQ) et de trois autres photo-initiateurs comparées aux longueurs d'onde émises par les deux principaux types de lampe à photopolymériser (d'après Neumann et coll, 2005) (22).	42
Figure 16 : Spectre des lampes LED de deuxième et troisième génération (d'après Rueggeberg et coll, 2017) (22).	43
Figure 17 : Les principales caractéristiques des composites bulk-fill (34).	46
Figure 18 : Composite OMNICHROMA [®] de chez Tokuyama Dental.	50
Figure 19 : Cas clinique du Dr. Thomas Taha, restaurations en composite avec OMNICHROMA.	52
Figure 20 : injection du composite flow au sein de la gouttière en silicone (40).	54
Figure 21 : photographie intrabuccale avant et après traitement par composite injecté chez un patient de 22 ans (40).	54

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2025 –

L'évolution des résines composites dentaire à travers le temps : de leur avènement aux innovations récentes / **Guillaume TRESSENS**. - p. 60 : ill. 21 ; réf. 40.

Domaines : Enseignement ; Dentisterie restauratrice – odontologie conservatrice

Mots clés Libres : Histoire ; Développement ; Biomatériaux ; Composite dentaire

Résumé de la thèse en français

Depuis plusieurs décennies les composites sont entrés dans la vie des praticiens en odontologie restauratrice.

Tout d'abord conçus pour palier au déficit esthétique des matériaux existants, ils ont connu au fil du temps une évolution remarquable, tant sur leur composition chimique que sur leurs propriétés cliniques. Au départ destiné à un usage limité, ils sont devenus un matériau incontournable dans la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes. Leur évolution s'inscrit dans un contexte clinique de plus en plus exigeant : diminution du temps opératoire, simplification des protocoles, esthétique toujours plus naturelle, et préservation tissulaire.

Dès lors, comprendre comment ce matériau très divers a évolué au fil du temps, tant sur le plan chimique que fonctionnel, permet de mieux appréhender les choix actuels en pratique clinique.

JURY :

Président : **Monsieur Le Professeur Lieven ROBBERECHT**

Assesseeurs : **Madame Le Docteur Amélie DE BROUCKER**

Monsieur Le Docteur Corentin DENIS

Monsieur Le Docteur Florian DE CONINCK