



HAL
open science

Polymères et résines composites

J Leprince, G Leloup, J Vreven, P Weiss, A Raskin

► **To cite this version:**

J Leprince, G Leloup, J Vreven, P Weiss, A Raskin. Polymères et résines composites. Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Odontologie, 2010, <10.1016/S1283-0860(11)57175-1>. <hal-03467922>

HAL Id: hal-03467922

<https://hal.science/hal-03467922v1>

Submitted on 30 Aug 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization

Polymères et résines composites

J. Leprince, G. Leloup, J. Vreven, P. Weiss, A. Raskin

Les polymères utilisés en odontologie sont nombreux et leurs applications sont spécifiques. Ils peuvent être thermoplastiques ou thermodurcissables ou encore faire partie de la famille particulière des élastomères. Le cas particulier des résines composites est plus particulièrement développé dans cet article. Les résines composites ont suivi de très nombreuses améliorations au cours de ces dernières années. Les défauts majeurs ont été largement corrigés : l'usure est devenue proche de celle de l'émail, la rétraction de prise a été ramenée à 1,5 %, les propriétés mécaniques sont suffisantes pour répondre à la majorité des restaurations. Cependant, les échecs cliniques restent élevés. Une des principales causes est la récurrence de carie qui est en relation avec la rétraction de prise encore trop élevée, le différentiel de coefficient d'expansion thermique, la forte variabilité de l'adhésion dentinaire mettant en évidence le rôle déterminant du praticien. Le matériau reste, en effet, très sensible à la technique de mise en œuvre qui doit être respectée pour lui permettre d'exprimer ses qualités intrinsèques. Il reste donc très important pour le praticien de sélectionner, parmi le très et même trop large éventail de produits commercialisés, les composites suffisamment performants, de respecter les indications de chaque type de matériaux et de contrôler rigoureusement les nombreuses étapes du processus de collage-pose du composite.

Mots clés : Résines composites ; Polymérisation ; Phase organique ; Charges ; Propriétés physiques et mécaniques des composites

Plan

■ Polymères	1
Introduction	1
Structure des polymères	1
Polymérisation	3
Classification	3
Propriétés	3
Exemples de polymères utilisés en odontologie	5
■ Résines composites	6
Composition et structure	6
Propriétés	19
■ Conclusion	24

Le mécanisme d'action de ces polymères, au contact de différents tissus dentaires, fait appel à une stratégie chimique de plus en plus élaborée pour tenter de répondre de manière appropriée et durablement à des conditions cliniques variées.

Les praticiens utilisent tous les jours ces polymères et leur arsenal thérapeutique est de plus en plus varié.

Les polymères les plus souvent utilisés en odontologie sont :

- le polyméthacrylate de méthyle ou polyméthylméthacrylate (PMMA) et les matériaux dérivés pour les bases prothétiques ;
- les polysulfides, silicones et polyéthers (utilisés comme matériaux à empreintes élastiques) ;
- les polysaccharides (utilisés comme matériaux à empreintes élastiques) ;
- les acides polyacrylique et polymaléique dans les ciments verres ionomères (CVI) ;
- les résines dites de Bowen et les matériaux dérivés dans les résines composites.

Structure des polymères

Les liaisons covalentes sont le plus souvent des liaisons carbone-carbone avec présence d'une double liaison entre deux de ces carbones dans les monomères (résines vinyliques : polyéthylène, polypropylène ; résines acryliques : polyméthacrylate de méthyle), mais peuvent aussi concerner d'autres atomes en plus du carbone (oxygène : polyéthers, polyesters, époxydes ; oxygène plus azote : polyamides ; soufre : polysulfures) ou ne pas comporter de carbone (Si-O : silicones-polysiloxanes) (Tableau 1).

La constitution de la chaîne des monomères peut être un :

- homopolymère, lorsqu'il n'existe qu'un seul monomère :
– AAAAAA – ;



■ Polymères [1-3]

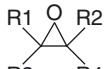
Introduction

Polymère est un mot qui vient du grec *pollus* : plusieurs, et *meros* : partie. Il s'agit donc de matériaux constitués de plusieurs parties (monomères), reliées par des liaisons covalentes pour former un polymère.

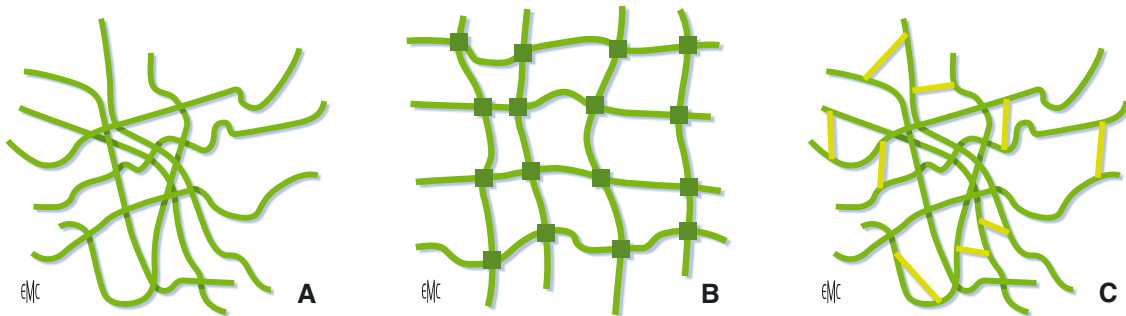
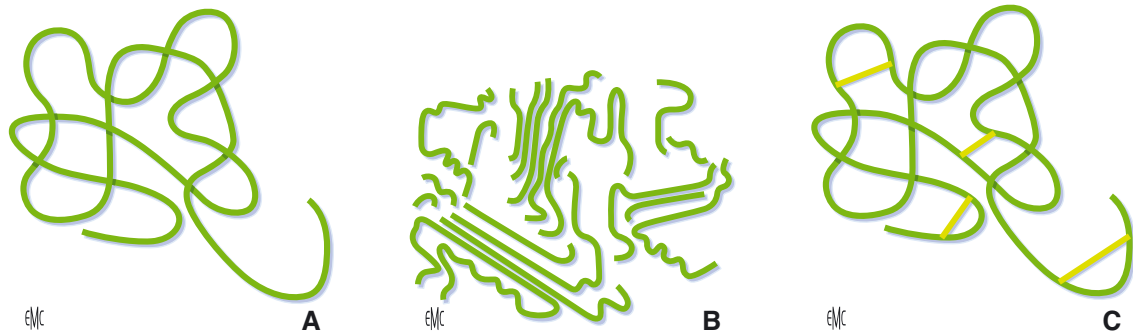
Les matériaux de reconstitution en odontologie conservatrice font très souvent appel à des polymères. Ces polymères sont soit rigides et participent à la constitution de matériaux de structures pour reconstituer une partie des tissus dentaires ou même plusieurs dents (cas des prothèses), soit mous et ils rentrent alors dans la constitution des cires et des pâtes à empreintes.

Tableau 1.

Principaux types de polymères utilisés en odontologie : enchaînement et atomes concernés.

Polymère	Monomère	Liaison concernée
Résines vinyliques	$\text{CH}_2 = \text{CH}_2$ ou $\text{CH}_2\text{-R}$	Carbone (C)
Résines acryliques	$\text{CH}_2 = \text{CRR}'$	Carbone (C)
Époxydes (= « époxy »)		Carbone (C) – oxygène (O) Si R = H : oxyde d'éthylène = époxyéthane = oxyrane
Polyamides	$-\text{C}(=\text{O})-\text{NH}-$	Oxygène (O), azote (N)
Polyéthers, polyesters	$-\text{CH}_2-\text{CH}_2-\text{O}-$	Oxygène (O)
Polysulfides = polysulfures	$-\text{R}-\text{S}-\text{R}$	Carbone (C), soufre (S)
Silicones (polysiloxanes)	$-\text{Si}-\text{O}-$	Silice (Si), oxygène (O)

R = hydrocarbure.

**Figure 1.** Polymères linéaires thermodurcissables.**A.** Thermoplastiques.**B.** Ramifiés.**C.** Réticulés.**Figure 2.** Polymères.**A.** Polymère amorphe.**B.** Polymère semi-cristallin.**C.** Polymère élastomère.

- copolymère, lorsqu'il existe deux monomères différents : – ABABABABA –.

En ce qui concerne la dimensionnalité, l'union des monomères peut se faire de deux façons, linéaire ou linéaire ramifiée. Cette union peut également aboutir à un réseau tridimensionnel par polymérisation de monomères ou réticulation de macromolécules.

Les macromolécules peuvent être linéaires, ramifiées (ramifications aléatoires : polymères branchés ; ou systématiques : dendrimères) ou encore réticulées (Fig. 1).

L'enchaînement des monomères/copolymères peut être différent : statistique, alterné, à blocs, greffé.

La configuration peut être isotactique, syndiotactique ou atactique.

Lorsque le radical (R) est réparti de façon aléatoire de part et d'autre du plan du zigzag, le polymère est dit atactique. Lorsque le R est toujours du même côté du plan du zigzag, le polymère est dit isotactique (il peut cristalliser). Lorsque le R est situé

alternativement de part et d'autre du plan du zigzag, le polymère est dit syndiotactique. Il peut aussi cristalliser.

L'état physique peut varier : les chaînes macromoléculaires peuvent soit ne pas être organisées dans l'espace et constituer une phase amorphe, soit être rangées régulièrement avec la constitution d'un ordre responsable d'une propriété caractéristique de l'état cristallin : la diffraction des rayons X.

Remarque : la phase amorphe est, en théorie, équivalente à un liquide « figé », sans ordre moléculaire à grande distance. Il existe néanmoins des orientations macromoléculaires préférentielles.

La transition vitreuse est une transition de la phase amorphe en fonction de la température. Elle correspond à l'apparition de mouvements de longs segments de chaîne et marque le passage de l'état vitreux à l'état caoutchouteux.

Dans un polymère, les deux états, ordonné et désordonné, peuvent exister dans un même matériau qui est alors semi-cristallin (Fig. 2).

Les polymères peuvent être liquides ou solides à température ambiante et peuvent être naturels (caoutchouc, acide désoxyribonucléique [ADN], etc.) ou partiellement (gutta-percha utilisée en odontologie, méthylcellulose) ou complètement synthétiques (résines vinyliques, acryliques, époxydes, polyamides, à base de silicone).

Polymérisation

La polymérisation est la réaction chimique qui permet la formation d'un polymère à partir de monomères.

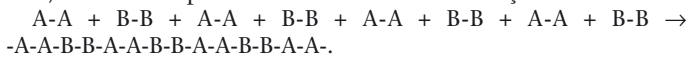
Tous les monomères ont une propriété qui est la présence d'une double liaison : une double liaison entre deux carbones, la liaison vinylique ou une double liaison par l'intermédiaire d'un atome d'oxygène. Pour la double liaison entre deux carbones, on peut mettre en évidence :

- une liaison très forte (σ) qui nécessite beaucoup d'énergie pour être rompue. On dit qu'il s'agit d'une liaison en « ligne droite » ;
- une seconde liaison (π) moins forte. On dit qu'il s'agit d'une liaison « courbe ».

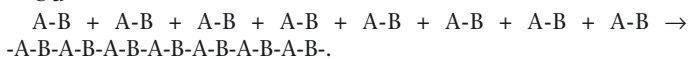
En présence d'un réactif, la liaison σ reste stable, tandis que la liaison π s'ouvre : π devient σ donc très solide et ainsi de suite, etc. la chaîne s'allonge.

Deux mécanismes complètement différents sont utilisés pour la synthèse des polymères lors de la polymérisation : le premier type de polymérisation est appelé polymérisation par étapes où la croissance des macromolécules est le résultat de réactions chimiques classiques entre les groupements fonctionnels réactifs des monomères. Ce type de polymérisation est une réaction de polycondensation avec libération d'un sous-produit de la réaction, bien souvent de l'eau ou une réaction de polyaddition sans libération de sous-produit. Cette réaction chimique de polymérisation est utilisée en odontologie pour les matériaux à empreintes de type silicone par exemple.

Si le groupement fonctionnel A peut réagir avec le groupement fonctionnel B, lorsque A est en présence de B ou en présence d'un catalyseur dans certaines conditions de température, la réaction peut être schématisée de la façon suivante :



Ou



Le deuxième type de réaction est appelé polymérisation en chaîne et résulte de la formation de centre actif A^* qui fixe de façon successive de nombreuses molécules de monomères : $A^* + M \rightarrow AM^*$ puis $AM^* + nM \rightarrow AM^*n + 1$ qui est un polymère de degré de polymérisation $n+1$.

Actuellement, la plupart des matériaux de reconstitutions cosmétiques utilisent des polymères comme matrice chimique organique de soutien de charges minérales. Ce mode de polymérisation est typique des résines composites et est développé dans le paragraphe « Agents de polymérisation ».

Classification

Les polymères peuvent être classés selon leur structure chimique et leur microstructure, leur origine, leur mode de synthèse ou leurs propriétés.

Selon la structure chimique et la microstructure

Voir infra.

Selon l'origine

L'origine des polymères est naturelle, artificielle ou synthétique :

- naturelle : cellulose, caoutchouc naturel, polysaccharides, ADN, etc. ;
- artificielle : nitrate et acétate de cellulose, ébonite ;
- synthétique : résines vinyliques, acryliques, époxydes, polyamides, polyéthers, polyester, silicones, etc.

Selon le mode de synthèse

Si la polymérisation est une réaction de polycondensation, on obtient des polycondensats et si c'est une réaction par addition ou par réaction en chaîne, on obtient des polymérisats.

Selon les propriétés



La classification basée sur les propriétés des polymères est fondée sur un mode de fabrication différent.

Thermoplastiques

Les thermoplastiques sont constitués par des enchaînements unidimensionnels résultant de l'association de molécules simples (monomères) en chaînes macromoléculaires linéaires (parfois ramifiées). Ces chaînes sont liées entre elles par des liaisons faibles de type van der Waals et hydrogène par exemple.

Les thermoplastiques peuvent être dissous dans certains solvants et se ramollissent à la chaleur d'où le terme « thermoplastique ».

Ils ont été moulés à chaud (au-dessus du point de fusion) et sont utilisés à froid. Par chauffages et refroidissements successifs, on peut modifier l'état et la viscosité des matières thermoplastiques, de façon réversible. Le chauffage de ce type de polymères les rend visqueux et injectables. Après refroidissement, ils retrouvent leur état solide, amorphe ou semi-cristallin en fonction de la régularité ou non de la chaîne macromoléculaire.

Thermodurcissables

Les polymères thermodurcissables durcissent par élévation de température. Ce sont des composés macromoléculaires s'étendant dans les toutes les directions de l'espace. Ils sont d'autant plus rigides que le réseau tridimensionnel qui les caractérise est plus dense. Ils sont obtenus :

- soit par polycondensation ou polymérisation de petites molécules dont tout ou partie possède plus de deux sites réactifs ;
- soit par réticulation de macromolécules linéaires par des durcisseurs, généralement à l'aide d'un catalyseur.

La forme et la rigidité ainsi acquises pendant la mise en œuvre ne peuvent plus être modifiées par la suite de façon réversible par chauffage, contrairement aux thermoplastiques. Nous sommes donc en présence d'un réseau tridimensionnel insoluble et infusible.

Par extension, on appelle thermodurcissables tous les polymères qui subissent une transformation irréversible, même si la chaleur n'est pas indispensable.

Élastomères (entrant dans la composition des plastiques)

C'est une famille particulière de polymères qui se distingue des plastiques par des comportements différents du point de vue, en particulier, de leur rigidité, de leur déformabilité et de leur résilience. Ils ont une grande capacité à la déformation élastique réversible. Ils ont une structure tridimensionnelle pontée, mais les mailles du réseau sont beaucoup plus lâches que celles des thermodurcissables. Ce sont des polymères amorphes, existant au-dessus de leur température de transition vitreuse (qui est inférieure à la température ambiante, contrairement aux plastiques).

La plupart des élastomères sont des polymères organiques, à l'exception des silicones, et sont formés de chaînes de carbone, d'hydrogène et/ou de silice (silicones). Le premier élastomère connu est le caoutchouc et est même le synonyme de celui-ci.

Les polymères peuvent également être classés selon leur importance économique (par exemple grande diffusion), leur utilisation (par exemple colles, peintures, matières plastiques) ou en fonction de leur cycle de vie (jetables, durables, infrastructure).

Propriétés

Les solides à liaisons covalentes que sont les polymères ne peuvent se former que selon des directions bien déterminées : dans ce cas, la structure est fixée en premier par la géométrie des orbitales, le volume des atomes n'intervient qu'en second lieu.

Les conséquences sont les suivantes :

- les polymères (matériaux enchevêtrés) n'ont pas une densité d'empilement maximum, ce sont donc des matériaux légers (*remarque* : on appelle « fonctionnalité » le nombre de liaisons établies entre chaque unité constitutive et ses voisines) ;
- la liaison covalente conduit souvent à la formation de longues chaînes. Ces molécules sont très résistantes car la liaison covalente est très forte, mais les forces de liaison intermoléculaire sont faibles (10 à 100 fois plus faibles) d'où le niveau peu élevé des propriétés mécaniques (la rigidité des polymères est de 10^3 à 10^6 plus faible que celle du diamant qui est constitué de liaisons covalentes uniquement – le diamant constitue une macromolécule 3D, le graphite une molécule 2D). La température de fusion du polyéthylène est relativement basse (20 °C) en raison de la faible valeur des liaisons intermoléculaires. Pendant la fusion, les molécules de polymères sont conservées, mais le caractère solide est détruit, il est restauré pendant la solidification.

D'après la seconde conséquence, on comprend que les structures linéaires et ramifiées – où il existe des forces de liaison intermoléculaire (liaisons physiques faibles) – sont solubles et fusibles alors que les 3D, qui ne constituent, schématiquement, qu'une seule macromolécule, sont insolubles et infusibles.

En fait, la situation est un peu plus compliquée pour la structure des polymères qui présentent des caractéristiques mécaniques propres et qui peuvent exister sous forme amorphe (verre organique) ou sous une forme partiellement cristalline (ou dite semi cristalline, mais le préfixe semi ne doit pas être pris dans le sens de moitié).

Ils présentent un comportement vitreux lorsqu'ils sont amorphes, des caractéristiques de fibres lorsqu'ils sont cristallisés, mais également un comportement viscoélastique.

Ces différents états dépendent principalement de la nature chimique du polymère et de la température. La nature chimique des macromolécules est liée à leur origine qui est soit naturelle, soit synthétique.

Leur structure, leur masse moléculaire, leur caractère linéaire, ramifié ou non, réticulé ou non, va fortement déterminer leurs propriétés physicochimiques.

Le paradoxe des macromolécules est que des chaînes très différentes par leur composition chimique peuvent avoir des propriétés physiques analogues. Certains polyesters ou silicones présentent des propriétés viscoélastiques analogues à certains hydrocarbures insaturés. À l'inverse, des polymères à chaînes chimiquement identiques peuvent avoir des propriétés physiques totalement différentes. Un même composé peut être hautement élastique ou complètement amorphe en fonction de la température et de l'arrangement macromoléculaire.

Longueur des chaînes de polymère

Schématiquement, plus la longueur moyenne des chaînes est importante, plus la résistance du système est grande. Il devient en effet de plus en plus difficile de séparer une chaîne d'une autre lorsque la longueur des chaînes augmente (il est plus difficile de tirer une corde longue qu'une corde courte, lorsqu'elles sont coincées dans un étranglement). Si la polymérisation n'est pas complète, les monomères résiduels dans la masse du matériau entraînent une plastification (ramollissement) du système. En règle générale, pour améliorer les propriétés physiques d'un polymère, il faut augmenter le poids moléculaire des chaînes et diminuer la quantité de monomères résiduels.

Intensité des interactions entre les chaînes adjacentes

La force des interactions entre les chaînes détermine si les chaînes sont maintenues dans une configuration fixe ou si elles peuvent être déplacées les unes par rapport aux autres. Les interactions peuvent être des liaisons hydrogène (liaisons chimiques faibles entre un atome d'hydrogène et un atome

d'oxygène, de soufre ou d'azote [liaisons H]) ou des liaisons électrostatiques fluctuantes fragiles appelées forces de van der Waals. Bien que la résistance de ces liaisons soit faible, la résistance réelle du système dépend aussi du nombre d'interactions de ce type dans le système.



Verres organiques

Un exemple de verre organique à température ambiante est le PMMA. La nature stéréochimiquement irrégulière de ce polymère, à la fois sur le plan de l'orientation des groupes pendants – CH_3 et $-\text{CO}_2\text{CH}_3$ et de celui de la configuration aléatoire des chaînes de polymères, implique que le système ne peut pas cristalliser selon un réseau régulier. Cependant, des liaisons H peuvent être formées entre les atomes H et les atomes O de chaînes adjacentes. L'amplitude de ce phénomène est telle que les chaînes sont assez statiques à température ambiante. Un tel système est appelé un verre organique. Le matériau est apparemment solide (au sens physique du terme, mais en fait, scientifiquement, on peut considérer qu'il ne l'est pas puisqu'il n'est pas cristallisé). Une augmentation de la température du système a pour effet d'augmenter les mouvements des chaînes de polymères jusqu'à ce que les liaisons interchaînes ne soient plus assez fortes pour éviter les déplacements. Cette température est appelée température de transition vitreuse (T_g). C'est la température à laquelle les chaînes deviennent mobiles. Pour les PMMA, cette température est de 105 °C.



Au-dessus de cette température, les polymères vitreux deviennent mous.

Remarque. Une substance amorphe n'a pas de point de fusion, elle subit une transition vitreuse uniquement. Les polymères réticulés n'ont pas de point de fusion, car il ne peut y avoir de glissement des chaînes les unes par rapport aux autres.

La température de transition vitreuse est différente de la température de fusion. La fusion se produit dans les polymères cristallins (passage de l'état ordonné à désordonné), la transition vitreuse se produit dans les polymères amorphes. Comme les polymères cristallins contiennent une partie amorphe, ils ont à la fois une température de fusion et une température de transition vitreuse.

Un autre aspect des matériaux vitreux est la plastification. De petites molécules peuvent être absorbées dans le polymère non cristallin. Ces molécules sont appelées plastifiants et ont pour effet d'abaisser la température de transition vitreuse d'un polymère. En général, les plastifiants ont une chimie proche de celle des polymères et agissent en éloignant les chaînes les unes des autres. Le polymère « gonfle » sous l'effet des plastifiants et finalement devient un gel. La plastification des PMMA par le monomère (MMA) est un aspect important du processus de fabrication des bases des prothèses dentaires amovibles.

Polymères cristallins

Des polymères géométriquement réguliers comme les polyéthylènes peuvent cristalliser pour former ce qu'on peut appeler un réseau et des mailles élémentaires. Un tel système est appelé polymère cristallin.

Cependant, les polymères cristallins diffèrent légèrement des autres solides cristallins. Tout le matériau n'est pas régulièrement constitué. Le système est composé de domaines cristallins, appelés cristallites et de régions non cristallisées qui peuvent être appelées amorphes. Chaque longue chaîne peut comprendre des régions cristallines et non cristallines.



Si l'on chauffe un tel polymère, deux températures sont intéressantes, la température d'ébullition (T_e), à laquelle les régions cristallisées des chaînes deviennent mobiles et la température de transition vitreuse (T_g) à laquelle les régions amorphes des chaînes deviennent mobiles. Ainsi la détermination des propriétés physiques des polymères cristallins est liée à la différence entre T_g et la température d'utilisation de ces polymères (T_u).

Si T_g est supérieur à T_u , le matériau se comporte comme un verre et est cassant (fragile), alors que si T_g est inférieur à T_u , le matériau possède les propriétés d'un élastomère et peut être très résistant puisqu'il peut absorber une énergie considérable avant fracture.



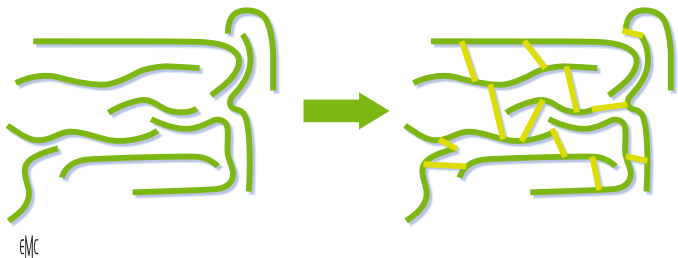


Figure 3. Réticulation d'un polymère (élastomère).

Alors que les polymères organiques sont transparents, les polymères cristallins sont souvent translucides ou opaques en raison de la réflexion de la lumière par la surface des cristallites.

Élastomères

La caractéristique essentielle des élastomères est leur extensibilité. Certains d'entre eux peuvent être étirés de 300 % à 400 % sans déformation permanente notable. Cela les différencie de la déformation des matériaux fragiles (0,1 % avant rupture). Une telle disparité suggère que les mécanismes de la déformation de ces deux types de matériaux sont très différents. La déformation élastique implique l'étirement ou la compression réversible de liaisons. L'élasticité caoutchouteuse des élastomères est due à des modifications d'entropie dans certains polymères.

Remarque : tous les polymères amorphes ne sont pas des élastomères. Certains sont des thermoplastiques. En règle générale, pour les polymères amorphes, les élastomères ont une basse température de transition vitreuse, et les thermoplastiques ont une haute température de transition vitreuse (puisque les élastomères sont mous et souples à température ambiante, alors que les thermoplastiques sont durs et cassants à température ambiante). Cela n'est pas vrai pour les polymères cristallins.

Les élastomères ont pour principales caractéristiques :

- de longues chaînes de polymère en rotation libre ;
- quelques liaisons de réticulation entre ces chaînes.

La mobilité des chaînes suppose que les effets des liaisons interchaînes sont réduits, alors que l'existence de quelques sites de réticulation permet d'assurer la récupération de la forme initiale après déformation. En pratique, la réticulation des élastomères est souvent obtenue soit (Fig. 3) :

- par vulcanisation (traitement avec des sulfures pour obtenir des ponts disulfures - C - S - S - C -) comme dans le copolymère aléatoire de styrène et de 1,3 butadiène ;
- par copolymérisation en bloc.

L'étirement d'un élastomère entraîne initialement la perte de la structure aléatoire et la réduction de la liberté de rotation de la chaîne. Lorsque la contrainte est supprimée, il existe une tendance du matériau à récupérer ses dimensions initiales. Cette capacité est maximisée lors de contraintes rapides. Dans le cas contraire, on dit qu'il existe des déformations permanentes.

Stéréorégularité des chaînes de polymères

La stéréorégularité des chaînes de polymères concerne à la fois la configuration des chaînes et l'orientation des groupes périodiques le long de cette chaîne. Ces effets ont été brièvement évoqués dans le paragraphe précédent.

Exemples de polymères utilisés en odontologie

Polyméthacrylates de méthyle (PMMA)

Dans le cas des PMMA, on utilise du méthacrylate de méthyle qui présente une structure équivalente à l'acide acrylique, mais sans groupement carboxylique.

On obtient des chaînes macromoléculaires linéaires hydrophobes.

Il est utilisé principalement pour les bases de prothèses adjointes. Historiquement, les résines acryliques furent les

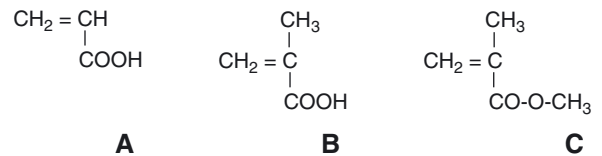


Figure 4.

- A.** Acide acrylique.
B. Acide méthacrylique.
C. Méthacrylate de méthyle.

premières résines à être employées pour la restauration de perte de substance dentaire. Ce sont les ancêtres des résines composites.

Il existe trois molécules de base pour obtenir des résines acryliques par polymérisation du monomère acrylique, en ouvrant les doubles liaisons C = C. Ce sont des réactions de type radicalaire : l'acide acrylique, l'acide méthacrylique et le méthacrylate de méthyle (Fig. 4).

Si on utilise du méthacrylate de méthyle, après polymérisation, grâce à la chaleur et à un initiateur qui ouvre les doubles liaisons C = C, on obtient du polyméthacrylate de méthyle.

Ce polymère présente certaines propriétés :

- propriété optique exceptionnelle (transmission lumineuse supérieure à celle du verre, transparence, limpidité, brillance). Indice optique de 1,49 ;
- excellente résistance aux agents atmosphériques ;
- excellente tenue à la corrosion ;
- légèreté : densité de 1,19 g/cm³ (beaucoup plus léger que le verre) ;
- contraction volumique de polymérisation jusqu'à 21 % ;
- dureté Knoop de 18 à 20 ;
- résistance à la traction de 60 MPa ;
- module d'Young de 2,4 GPa.

Le méthacrylate de méthyle possède une seule double liaison vinylique (acrylique C = C).

Après polymérisation, on obtient uniquement des chaînes macromoléculaires linéaires. Si l'on mélange aux monomères de méthacrylate de méthyle, monofonctionnel, des monomères bifonctionnels de type éthylène diméthacrylate, quatre liaisons covalentes par monomères de ce type sont possibles. Ce monomère permet le pontage et, par conséquent, la réticulation des chaînes macromoléculaires dont résulte un matériau beaucoup plus résistant.

Pour réaliser la base résineuse des prothèses amovibles, les produits sont présentés, d'une part, sous forme d'une poudre contenant le polymère, des pigments roses, le catalyseur, et, d'autre part, sous la forme d'un liquide contenant le monomère et une quinone (inhibiteur de prise). Ces résines peuvent également être utilisées pour réaliser des couronnes et des bridges provisoires. Dans ce cas, les pigments sont blancs et un accélérateur est ajouté au liquide pour augmenter la cinétique de polymérisation à température ambiante dès le mélange.

Ces résines étaient également utilisées comme matériau de restauration en technique directe. Elles ont été abandonnées depuis de nombreuses années en raison principalement de leur important coefficient de dilatation thermique, de leur important retrait de polymérisation et de leur faible rigidité.

Résines composites

Dans le cas des résines composites, ce sont des résines R-diméthacryliques qui sont essentiellement utilisées. Parmi ces résines, c'est le bis-GMA (résine ou monomère de Bowen) qui est le plus fréquent comme base de la phase organique des résines composites. Cette molécule présente une structure à plusieurs niveaux (Fig. 5). Les extrémités de la molécule sont constituées d'un ester de l'acide méthacrylique. Ce groupement fonctionnel possède la double liaison réactive pour la polymérisation.

Tous les monomères présents dans les résines composites et les adhésifs, à l'exception du Silorane[®], possèdent deux groupes fonctionnels méthacrylate de ce type. Cela permet la

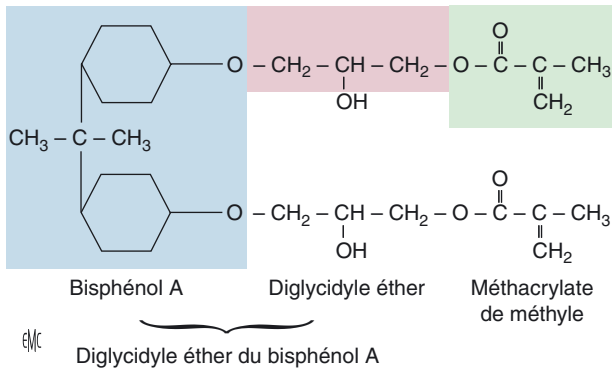


Figure 5. Bis-GMA ou résine de Bowen ou bisphénol glycidyl méthacrylate ou 2,2-bis-[4-(2-hydroxy-3 méthacryloxy-propyloxy) phényle] propane.

parfaite compatibilité de ces matériaux entre eux. Le centre du monomère de Bowen est constitué du diglycidyle éther du bisphénol A (DGEBA) : les deux noyaux aromatiques confèrent une grande rigidité à cette molécule.

Leur représentation schématisée peut rendre compte d'une partie de leurs propriétés :

- l'hydroxyéthylméthacrylate (HEMA) est monofonctionnel. Il présente un pôle hydrophobe méthacrylique et un pôle hydrophile - OH. Il est très utilisé pour les formulations de « résines » en contact avec des molécules d'eau. Il entre dans la composition de beaucoup de résines adhésives ;
- l'uréthane diméthacrylate (UDMA) présente un noyau uréthane de type « élastomère » qui lui confère une certaine élasticité, représentée ici sous la forme d'un ressort. Il est, après le bis-GMA, le polymère le plus utilisé dans la phase organique des résines composites.

Les propriétés finales de la matrice polymère sont liées au taux de réticulation, lui-même lié à l'opérateur, aux conditions de travail, et à la constitution des monomères. Des segments de la macromolécule peuvent en effet être rigides avec du bis-GMA, souples avec du triéthylène diméthacrylate, élastiques avec de l'UDMA.

Conclusion

Les polymères utilisés en odontologie sont nombreux et leurs applications sont spécifiques. Ils peuvent être thermoplastiques ou thermodurcissables ou encore faire partie de la famille particulière des élastomères. Le cas particulier des résines composites est développé dans le chapitre suivant.

■ Résines composites

Développées pour palier, notamment les insuffisances esthétiques des matériaux d'obturation précédents - silicates et résines acryliques - les résines composites à usage dentaire se sont considérablement développées et améliorées au cours des dernières années.

La demande des patients et, par-là, des praticiens, s'est accrue de telle sorte que la résine composite est devenue, dans de nombreux pays, le matériau le plus utilisé pour les restaurations directes des dents postérieures. En Finlande, par exemple, l'amalgame n'est utilisé que dans 0,6 % des cas en dentition permanente de jeunes de moins de 17 ans alors que les résines composites sont placées dans 58,7 % des restaurations [4]. Toujours en Finlande, les dentistes utilisent préférentiellement les résines composites (74,9 %) comparativement à l'amalgame (4,8 %) pour soigner des caries chez l'adulte [5]. Aux États-Unis, une enquête récente auprès des praticiens généralistes a permis de montrer que la restauration directe par résine composite constitue le choix prédominant dans le cas de reconstitution coronaire postérieure [6].

Outre ses propriétés esthétiques, la résine composite est exempte de mercure (réduction de 60 % de la consommation de

mercure en odontologie au Danemark entre 1982 et 2001) [7], est peu conductrice de la chaleur et peut être collée aux tissus dentaires. Ces caractéristiques ont permis le développement d'une dentisterie peu mutilante, respectant les tissus dentaires sains.

La résine composite n'est malheureusement pas sans défaut. Le principal, considéré comme le maillon faible de ce matériau, est la rétraction de prise inhérente à la réaction de polymérisation qui menace immédiatement le joint adhésif. Elle peut entraîner à court terme des douleurs postopératoires, à moyen terme des dyscolorations marginales et, à plus ou moins long terme, des récurrences de carie qui constituent la cause majeure des échecs cliniques [8].

La résistance à la fracture n'est pas toujours suffisante pour supporter les contraintes occlusales rencontrées dans des situations cliniques de plus en plus exigeantes, suite à la généralisation des indications.

La longévité est inférieure à celle de l'amalgame, mais s'améliore grâce aux progrès des matériaux. Dans une récente revue d'études cliniques [9], le taux d'échecs annuel des résines composites (2,2 % ± 2,0) est inférieur à celui des amalgames (3,0 % ± 1,9). Cependant, en se fondant sur les études dans lesquelles les courbes de survie ont été calculées, l'amalgame est alors supérieur : 8,5 ans de temps moyen de survie contre 5,5 ans pour la résine composite. Dans une autre revue de la littérature fondée sur des études à long terme (10 ans au moins), les résultats sont également en faveur de l'amalgame : après 7 années, le taux de survie des amalgames est de 94,5 % alors qu'il n'est que de 67,4 % pour les résines composites.

Cependant, il ne s'agit pas d'études comparatives et les valeurs proviennent d'études très diverses par les matériaux, les techniques, le type de praticiens, les méthodes d'évaluation. Le taux d'échecs annuel moyen des résines composites correspond à des fluctuations allant de 0 % à 12,7 % par an.

Progressivement, la résine composite est devenue le matériau le plus utilisé pour la restauration des dents antérieures et postérieures.

Un relevé sur Internet a permis de dénombrer plus de 130 résines composites commercialisées chez plus de 30 fabricants, utilisées en technique directe (Tableau 2).

Composition et structure

Un matériau composite est un matériau composé de deux ou de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition. La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. La plupart du temps, ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort (exemple de composite naturel : le bois, l'os). En odontologie, on appelle une résine composite un matériau constitué d'une matrice organique résineuse (ou phase organique ou phase dispersante ou encore matrice résineuse) et d'un renfort constitué de charges (ou phase chargée ou phase dispersée). La matrice résineuse sert de liant, elle permet l'insertion du matériau sous forme plastique, durcissant in situ, mais elle a malheureusement une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé et une rétraction de prise importante. Les deux phases sont liées entre elles par un procédé de couplage appelé silanisation (Fig. 6).

Les trois constituants des résines composites dentaires (qui seront écrites en abrégé dans la suite du texte, c'est-à-dire composites) sont successivement décrits :

- la phase organique ;
- les charges ;
- l'agent de couplage.

Phase organique [10]

La phase organique ou matrice résineuse représente 25 % à 50 % du volume (12 % à 40 % en poids) du composite. Elle comprend la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et divers additifs.

Tableau 2.

Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants.

Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Concise®	MA	C	Chémo
Filtek Flow®	H-Mi	F	Photo
Filtek P60®	H-Mi	C	Photo
Filtek Silorane®	H-Mi	S	Photo
Filtek Supreme XT®	H-MiN	S	Photo
Filtek Supreme XT fluide®	H-MiN	F	Photo
Filtek Z250®	H-Mi	S	Photo
Z100®	H-Mi	S	Photo
Alpha II AP®	H-Mi	S	Photo
Alpha Flow®	H-Mi	S	Photo
Composite Alpha Dent	H	S	Photo
Apolcomp Ceram®	H-Mi	S	Photo
Apolcompfil IC®	H-Mi	S	Photo
Apolcomp Flow®	H-Mi	F	Photo
Apolcomp ceram XP®	H-Mi	C	Photo
Aelite Aesthetic Enamel®	H-MiN	S	Photo
Aelite All Purpose Body®	H-Mi	S	Photo
Aelite LS Posterior®	H-Mi	S	Photo
Aelite LS Packable®	H-Mi	C	Photo
Aelite Flo®	H-Mi	F	Photo
Aelite Flo LV®	H-Mi	F	Photo
Aelite Liner®	H-Mi	F	Photo
Quadrant Anterior Shine®	H-MiN	S	Photo
Quadrant Posterior Dense®	H	C	Chémo
Quadrant Universal LC®	H	S	Photo
Quadrant Flow®	H-Mi	F	Photo
Versaflo®	H-Mi	F	Photo
Versalite®	H-Mi	S	Photo
Brilliant Esthetic Line®	H-Mi	S	Photo
Miris 2®	H-Mi	S	Photo
Synergy D6®	H-Mi	S	Photo
Synergy Nano formula Duo Shades®	H-MiN	S	Photo
Synergy Flow®	H-Mi	F	Photo
Renamel Flowable Hybrid®	H-Mi	F	Photo
Renamel Flowable Microfill®	MI	F	Photo
Renamel Microfill (+ superBrite)®	MI	S	Photo
Renamel Posterior®	H-Mi	C	Photo
Renamel Microhybride (+ SuperBrite)®	H-Mi	S	Photo
Renamel Nano®	H-MiN	S	Photo
FUNfill®	H	F	Dual
Composite microhybride DE Healthcare Products	H-Mi	S	Photo
Virtuoso Flowable®	H-MiN	F	Photo
Virtuoso Universal®	H-MiN	S	Photo
Flexfil®	H-Mi	S	Photo
Ceram.X Duo®	H-MiN	S	Photo
Ceram.X Mono +®	H-MiN	S	Photo
Esthet.X HD®	H-MiN	S	Photo
Quixfil®	H	C	Photo
Spectrum TPH3®	H-MiN	S	Photo
X Flow®	H-MiN	F	Photo
Matrixx Anterior Hybrid®	H-Mi	S	Photo
Matrixx Anterior Microfill®	MI	S	Photo
Matrixx Flowable®	H-Mi	F	Photo
Matrixx Posterior Hybrid®	H-Mi	C	Photo

H : hybride ; H-Mi : microhybride ; H-MiN : microhybride nanochargé ; MA : macrochargé ; MI : microchargé ; MIR : microchargé renforcé ; S : standard ; F : fluide ; C : compactable ; chémo : chémo polymérisation ; photo : photopolymérisation. ^(a) Renforcé par des fibres de verre. ^(b) ORMOCER (*organically modified ceramics*).

Tableau 2.

(Suite) Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants.

Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Ecco®	H-Mi	S	Photo
Must®	H-MiN	S	Photo
Must Flow®	H-MiN	F	Photo
Gradia Direct (X)®	H-Mi	S	Photo
Gradia Direct Flo®	H-Mi	F	Photo
Gradia Direct LoFlo®	H-Mi	F	Photo
Metafil CX®	MI	S	Photo
Metafil Flo®	H	F	Photo
Natural Elegance®	H-Mi	S	Photo
20/20®	H-Mi	S	Photo
Natural Elegance Flow®	H-Mi	F	Photo
Charisma®	H-Mi	S	Photo
Charisma F®	H-Mi	S	Photo
Charisma PPF®	H-Mi	S	Chémo
Durafil VS®	MI	S	Photo
Charisma Flow®	H-Mi	F	Photo
FlowLine®	H-Mi	F	Photo
Solitaire 2®	H	C	Photo
Venus®	H-MiN	S	Photo
Venus Flow®	H-MiN	F	Photo
Impress Direct®	H-Mi	S	Photo
Heliomolar®	MIR	S	Photo
Heliomolar Flow®	MI	F	Photo
Heliomolar HB®	MIR	C	Photo
Inten-S®	H-Mi	S	Photo
Tetric®	H-Mi	S	Photo
Tetric Ceram HB®	H-Mi	C	Photo
Tetric EvoCeram®	H-MiN	S	Photo
Tetric EvoFlow®	H-MiN	F	Photo
Alert®	H ^a	C	Photo
Artiste®	H-MiN	S	Photo
Artiste Flow®	H-MiN	F	Photo
Flow it®	H	F	Photo
Simile®	H-MiN	S	Photo
Kentfil Anterior®	H	S	Photo
Kentfil Posterior®	H	S	Photo
Herculite XRV Ultra®	H-MiN	S	Photo
Point 4®	H-Mi	S	Photo
Point 4 Flowable®	H-Mi	F	Photo
Premise®	H-MiN	S	Photo
Premise Flowable®	H-MiN	F	Photo
Prodigy®	H-Mi	S	Photo
Prodigy Condensable®	H-Mi	C	Photo
Revolution 2®	H-Mi	F	Photo
Clearfil AP-X®	H	S	Photo
Majesty Esthetic®	H-MiN	S	Photo
Majesty Flow®	H-MiN	F	Photo
Majesty Posterior®	H-MiN	S	Photo
Clearfil Photo Posterior®	H	S	Photo
Enamel Plus HFO®	H-MiN	S	Photo
Enamel Plus HFRI®	H-MiN	S	Photo
Enamel Flow®	H-MiN	F	Photo
Flows-Rite®	H	F	Photo
Lumifil®	H	S	Photo
Suprafil®	H-Mi	S	Photo
XOP®	H	S	Chémo

H : hybride ; H-Mi : microhybride ; H-MiN : microhybride nanochargé ; MA : macrochargé ; MI : microchargé ; MIR : microchargé renforcé ; S : standard ; F : fluide ; C : compactable ; chémo : chémo polymérisation ; photo : photopolymérisation. ^(a) Renforcé par des fibres de verre. ^(b) ORMOCER (*organically modified ceramics*).

Tableau 2.

(Suite) Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants.

Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Saremco microhybrid composite [®]	H-Mi	S	Photo
CompoFill Ultra hybride [®]	H-Mi	S	Photo
Compolux [®]	H-Mi	S	Chémo
Compolux Molaire [®]	H-Mi	C	Photo
Beautifil II [®]	H-Mi	S	Photo
Beautifil Flow [®]	H-Mi	F	Photo
Glacier [®]	H-Mi	S	Photo
Ice [®]	H-Mi	S	Photo
Rok [®]	H-Mi	C	Photo
Wave (3 viscosités) [®]	H-Mi	F	Photo
Palfique Estelite [®]	H-MiN	S	Photo
Palfique Estelite LV [®]	H-MiN	F	Photo
Amelogen Plus [®]	H-Mi	S	Photo
Permaflo [®]	H-Mi	F	Photo
Admira [®]	H-Mi ^b	S	Photo
Admira Flow [®]	H-Mi ^b	F	Photo
Amaris [®]	H-Mi	S	Photo
Arabesk Flow [®]	H-Mi	F	Photo
Arabesk Top [®]	H-Mi	S	Photo
Grandio [®]	H-MiN	S	Photo
Grandio Flow [®]	H-MiN	F	Photo
X-tra fil [®]	H-Mi	C	Chémo

H : hybride ; H-Mi : microhybride ; H-MiN : microhybride nanochargé ; MA : macrochargé ; MI : microchargé ; MIR : microchargé renforcé ; S : standard ; F : fluide ; C : compactable ; chémo : chémo-polymérisation ; photo : photopolymérisation. ^(a) Renforcé par des fibres de verre. ^(b) ORMOCER (*organically modified ceramics*).

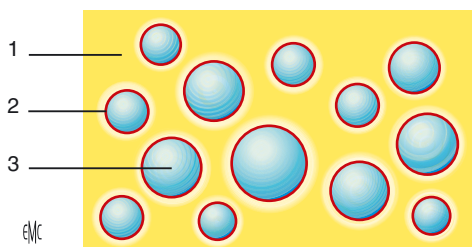


Figure 6. Représentation schématique d'une résine composite. 1. Matrice organique ; 2. silane ; 3. charge.

Résine matricielle : monomères ou oligomères [11-15]

La résine est le composant chimiquement actif du composite. Initialement, il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. Cette possibilité de passer d'une masse plastique à un solide rigide permet l'utilisation de ce matériau pour la restauration en technique directe. Généralement, la matrice organique est fondée sur la chimie des méthacrylates, plus particulièrement des diméthacrylates, permettant la création de réticulations au sein du polymère et présentant une toxicité plus faible que les résines acryliques. C'est dans ce réseau tridimensionnel que les charges sont dispersées et fixées. Suite à la faible flexibilité du polymère en formation, seule une partie des monomères est convertie en polymère (taux de conversion entre 50 % et 70 %). La sélection des monomères influence fortement la viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite.

Durant les dernières années, les études ont été axées pour développer de nouveaux monomères et des composants sur mesure pour charger la résine.

Bis-GMA. Le premier des matériaux utilisés comme liant résineux dans les composites résulte des travaux de Bowen [16]

qui a développé un type particulier de molécule, connue sous le nom de diacrylate aromatique ou résine diméthacrylique ou bis-GMA. La résine bis-GMA est le produit de réaction du bisphénol A avec un méthacrylate modifié, le méthacrylate de glycidyle (Fig. 4).

Les deux doubles liaisons par molécule permettent non seulement l'allongement de la chaîne dans les deux sens, mais surtout la possibilité de former un polymère ramifié et réticulé (*cross-linkage*). Ce monomère ayant un poids moléculaire relativement élevé (512) par rapport au méthacrylate de méthyle (MMA) (100), il est généralement appelé oligomère.

L'augmentation du poids moléculaire a un effet favorable. En effet, le nombre de molécules d'oligomère par unité de volume est inversement proportionnel au poids moléculaire. La rétraction de prise étant liée au rapprochement interatomique au cours de la réaction de polymérisation, celle-ci est moins importante si le nombre de liaisons créées pendant le processus de polymérisation diminue. Par conséquent, la rétraction de prise est moins importante avec un monomère de poids moléculaire élevé (oligomère). La rétraction de polymérisation du bis-GMA est de 3 % à 5 % alors que la rétraction du MMA est de l'ordre de 21 %. Cependant, le haut poids moléculaire entraîne une augmentation de la viscosité ; le bis-GMA se présente sous forme d'un liquide très visqueux.

De nombreux essais ont été effectués pour essayer d'améliorer cet oligomère, souvent dans des directions contradictoires. Certains ont tenté d'obtenir des matériaux hydrophobes (bis-MA, bis-EMA, bis-PMA) dont la faible mouillabilité vis-à-vis de l'eau ou de la salive permettrait de minimiser la percolation marginale et de préserver les propriétés mécaniques du composite placé de manière prolongée dans la salive [17]. D'autres ont, au contraire, mis au point des monomères hydrophiles (4-META, etc.) afin de rendre le matériau compatible avec l'humidité dentinaire.

Diuréthanes. Un autre type de résine diméthacrylique, utilisé surtout en Europe, est l'uréthane diméthacrylate (UDMA) également appelé diuréthane.

Son principal avantage est une plus faible viscosité, permettant l'incorporation d'un plus grand pourcentage de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise plus élevée (5 % à 9 %) que le bis-GMA et une certaine fragilité.

Certains produits commerciaux contiennent l'UDMA comme seul monomère tandis que d'autres le combinent au bis-GMA.

Autres oligomères. Une orientation prometteuse a pour objectif la mise au point de monomères sans ou à très faible rétraction de polymérisation.

Plusieurs orientations ont été prises : les monomères à « ouverture de cycle » (*ring-opening* – par exemple siloxane), les monomères hyperbranchés, résine thiol-ene, etc.

Les méthacrylates dendritiques ou hyperbranchés sont très prometteurs pour l'obtention de composites à faible taux de rétraction de prise, mais, actuellement, leur synthèse ne permet pas de les combiner aux charges ni d'obtenir des propriétés mécaniques suffisantes.

Les siloxanes ont l'avantage d'être hydrophobes et les oxyranes ont une faible rétraction de prise (inférieure à 1 %) et présentent une grande stabilité physicochimique. Ils ont été combinés dans un matériau qui est commercialisé sous le nom de Filtek Silorane[®]. Dans cette matrice résineuse annulaire, le système de polymérisation et les charges ont également été adaptés. C'est le seul composite actuellement commercialisé qui ait une chimie de la matrice résineuse différente des diméthacrylates. Il doit être utilisé avec un adhésif spécifique. Les résultats d'études in vivo peuvent confirmer l'intérêt éventuel de ce type de matériau.

Diluants ou contrôleurs de viscosité

Les monomères de bis-GMA et de diuréthane diméthacrylate sont des liquides très visqueux en raison de leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de charges est, de ce fait, impossible et, par conséquent, leurs propriétés mécaniques sont insuffisantes. Pour contrebalancer ce problème, des

monomères de faible viscosité, connus sous le nom de contrôleurs de viscosité ou de diluants, sont ajoutés. Il s'agit essentiellement de :

- méthacrylate de méthyle (MMA) ;
- éthylène glycol diméthacrylate (EGDMA) ;
- diéthylène glycol diméthacrylate (DEGMA) ;
- triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA).

Le TEGDMA est le diluant le plus utilisé : de nombreux composites commerciaux présentent une matrice organique composée de bis-GMA/TEGDMA dans un rapport de 7 : 3 ou 6 : 4. La quantité de diluant est fonction de la viscosité attendue du matériau de restauration : d'une façon simple, plus le matériau est fluide, plus la quantité de diluant est élevée.

Le diluant influence les propriétés physiques et, en particulier, augmente la rétraction de prise. Il rend la résine plus flexible et moins cassante et réduit sa résistance à l'abrasion. Il présente également des inconvénients sur le plan de la biocompatibilité [18].

Inhibiteurs de prise

Dérivés du phénol. Les matériaux composites doivent pouvoir être conservés sans qu'il y ait de polymérisation spontanée. Les inhibiteurs de prise se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres. Si des radicaux libres sont formés comme, par exemple, lors de l'exposition du composite à la lumière ambiante pendant la manipulation, l'inhibiteur réagit prioritairement avec les radicaux libres, empêchant un début de polymérisation du monomère. Ce n'est qu'après consommation de tout l'inhibiteur que les radicaux libres induisent la polymérisation.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont des dérivés des phénols :

- le butyl-hydroxy-toluène ou BHT (2,6-di-tert-butyl-4-méthyle phénol) ;
- le 4-méthoxyphénol (MEHQ).

Auparavant, l'hydroquinone était utilisée, mais elle provoquait la discoloration de la restauration.

Étant donné le pouvoir inhibiteur des phénols sur les résines diméthacryliques, l'utilisation des ciments à base d'eugénol (oxyde de zinc eugénol - ZOE) comme fond de cavité est contre-indiquée avec les composites.

Oxygène. L'oxygène est un puissant inhibiteur de polymérisation : les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air (O_2). Par conséquent, la résine en contact direct avec l'air n'est pas polymérisée et il persiste donc une fine couche d'oligomères à la surface des polymères disponibles à la polymérisation, quel que soit le mode de polymérisation. La couche non ou moins polymérisée est de 50 à 500 μm selon les photo-initiateurs utilisés.

Cette couche superficielle est riche en doubles liaisons n'ayant pas réagi. Elle rend possible l'application des matériaux de restauration résineux en incréments (couches) successifs puisqu'une liaison chimique se crée entre chaque incrément, via la couche initialement inhibée par l' O_2 [19].

Lorsque la résine est appliquée en très fine couche, comme c'est le cas pour les adhésifs, l'inhibition de polymérisation par l' O_2 peut empêcher la prise de toute la couche et donc compromettre gravement l'adhésion.

Lors du mélange de deux composites sous forme de pâte (composites chémo-polymérisables), l'incorporation inévitable de bulles d'air provoque une réduction des propriétés mécaniques.

Agents de polymérisation

Le processus par lequel le composite sous forme pâteuse (monomères, oligomères) se transforme en matériau dur (polymère) est appelé polymérisation.

La polymérisation implique la création de radicaux libres qui sont le moteur de la réaction chimique. Ces radicaux libres provoquent en effet l'ouverture de la double liaison vinylique (initiation) et l'allongement du polymère (propagation) (Fig. 7).

On distingue deux catégories de composites, suivant la manière dont ces radicaux sont générés.

Premièrement, dans le cas des composites chémo- ou autopolymérisables, l'initiation est obtenue en mélangeant deux pâtes :

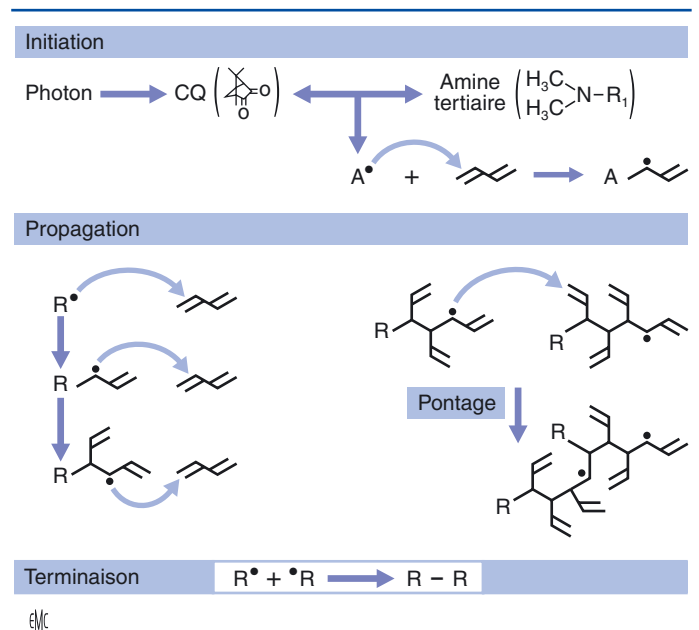


Figure 7. Étapes fondamentales de la réaction de photopolymérisation. CQ : camphoroquinone.

l'une contenant un activateur (amine tertiaire), l'autre contenant un initiateur, en général le peroxyde de benzoyle (PB).

Deuxièmement, dans le cas des composites photopolymérisables, c'est l'action de la lumière (visible ou ultraviolette) sur des composés appelés photo-initiateurs qui permet l'initiation de la polymérisation. Ces matériaux présentent l'intérêt d'être présentés sous la forme d'une seule pâte, de teinte déterminée, polymérisant à la demande en un temps court, ce qui est extrêmement appréciable pour les praticiens.

Polymérisation chimique ou chémo-polymérisation ou autopolymérisation [11]. *Initiateurs ou amorceurs chimiques.* Les principaux amorceurs de la chémo-polymérisation sont des peroxydes.

Le peroxyde de benzoyle (PB), initiateur classique, peut être transformé en radicaux libres sous l'action de la chaleur ou de certains produits chimiques, appelés activateurs, accélérateurs ou encore catalyseurs. Dans le cas des composites, il s'agit généralement d'une amine tertiaire aromatique telle que la paratoluidine.

Suite à une conservation prolongée et/ou sous l'action de la température, une décomposition lente et progressive du PB peut entraîner un allongement de plus en plus long du temps de prise puisque la concentration en initiateur diminue. De plus, sa disparition progressive peut jouer un rôle défavorable sur la stabilité de teinte des composites. Par conséquent, il est recommandé de conserver ce type de produits au frais, dans l'obscurité et en dehors de toute contamination.

Activateurs. Catalyseurs. Accélérateurs. Pour obtenir un durcissement rapide à température constante (celle de la cavité buccale), des accélérateurs de polymérisation sont utilisés. Ce sont des composés qui, en réagissant avec le PB, libèrent des radicaux libres qui initient la polymérisation. Les principaux activateurs sont des amines tertiaires qui ont comme inconvénient de brunir en vieillissant, suite à leur oxydation. Les amines tertiaires représentent environ 2 % du composite autopolymérisable contre 1 % à 3 % dans les photopolymérisables.

Rapidement après l'achat d'un composite chémo-polymérisable, le mélange en proportions égales des deux constituants donne lieu à la consommation complète du PB et de l'amine. Malheureusement, comme évoqué ci-dessus, suite à une conservation prolongée et/ou sous l'action de la température, le PB se décompose progressivement. Dès lors, l'amine, ne pouvant plus réagir avec suffisamment de PB, devient excédentaire. Son oxydation provoque la discoloration intrinsèque du composite [12].

Avantages et inconvénients. Les composites chétopolymérisables sont encore utilisés dans plusieurs pays. Ils ne nécessitent pas de source lumineuse et sont souvent moins coûteux. Certains les préconisent en raison des plus faibles contraintes de rétraction. La cinétique de prise est en effet plus lente. En outre, l'incorporation de bulles d'air diminue le taux de conversion et rend le matériau plus fluide mais malheureusement moins performant. Enfin, ces matériaux, nécessitant un mélange, comportent moins de charges que les matériaux photopolymérisables. Ils présentent donc plus de masse résineuse, et leur contraction de prise est donc supérieure, malgré une cinétique plus progressive.

Les principaux désavantages des composites chétopolymérisables sont donc :

- le temps de travail limité et le temps de prise long ;
- l'incorporation de bulles d'air (3 % à 10 % en volume) limitant la polymérisation et augmentant la rugosité de surface ; le risque élevé de discoloration intrinsèque évoqué ci-dessus ;
- une limitation du contenu en charges et donc une réduction significative des propriétés mécaniques.

Photopolymérisation. Initiateurs photosensibles. À la place du système d'initiation par le PB accéléré par les amines tertiaires aromatiques, il est possible de provoquer une réaction de polymérisation par l'exposition à des radiations électromagnétiques. Dans ce cas, ce sont les photons qui servent d'activateurs en agissant sur les photoamorceurs ou photo-initiateurs pour former des radicaux libres. On distingue les systèmes sensibles à la lumière ultraviolette, plus anciens, et ceux plus récents sensibles à la lumière visible, et plus précisément à la lumière bleue. On distingue :

- la **lumière UV** : 365 nm : dans ces systèmes, un composé organique formant des radicaux libres sous l'influence de la lumière ultraviolette de longueur d'onde 365 nm est incorporé dans la pâte. Le produit habituellement utilisé est le benzoïne-méthyl-éther (0,2 %) ;
- la **lumière visible** : 467 nm : dans les systèmes utilisant la lumière visible, le photo-initiateur le plus fréquemment utilisé est une dicétone, la camphoroquinone (CQ), combinée à une amine non aromatique telle que le N, N diméthyl amino-éthyl méthacrylate (DMAEMA). Le pic d'absorption maximale de la CQ est situé à 467 nm. La concentration en CQ dans les composites est comprise entre 0,17 % et 1,03 % en poids de la phase organique [20]. Une augmentation de la concentration en CQ améliore les propriétés mécaniques des composites, mais seulement dans une certaine mesure. En effet, au-delà de valeurs comprises entre 0,25 % et 0,5 % en poids, on ne constate plus d'amélioration [21] et cela peut même avoir un impact négatif sur la profondeur de polymérisation et sur la teinte finale du matériau. Quant à la concentration en amine tertiaire (co-initiateur), une amélioration de la conversion est constatée jusqu'à des concentrations d'une à trois fois celles de la CQ. Au-delà, les propriétés mécaniques n'évoluent plus [22].

Le mode d'initiation par lumière visible présente, sur les autres systèmes de polymérisation, l'avantage d'occasionner moins de discolorations différées du matériau suite à la réduction ou à la suppression de divers produits (PB, amine aromatique) subissant une modification de teinte au cours du temps.

Cependant, au cours des dernières années, on a pu assister à l'émergence et à la popularisation des techniques de blanchiment. Suite à cela, des composites de teintes très blanches (*bleach*) ont dû être développés, rendant difficile l'utilisation de la CQ comme photo-initiateur, étant donné son aspect jaunâtre prononcé. D'autres systèmes de photo-initiation ont donc été développés et incorporés à certains produits commerciaux, comme le phénylpropanedione (PPD), la lucirine TPO ou l'Irgacure®. Ces composés présentent des spectres d'absorption très différents de celui de la CQ, comme en atteste la Figure 8. Si cela ne présente pas d'inconvénient pour les sources lumineuses à large spectre (halogènes), cela peut être extrêmement dommageable pour la qualité de la polymérisation lors du recours à d'autres technologies lumineuses comme les lampes

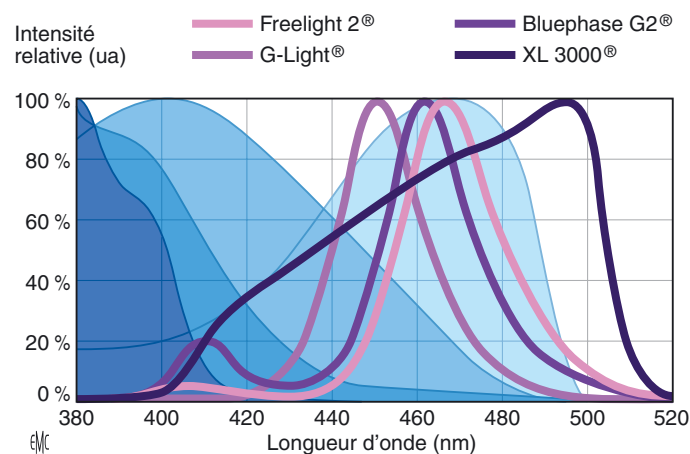
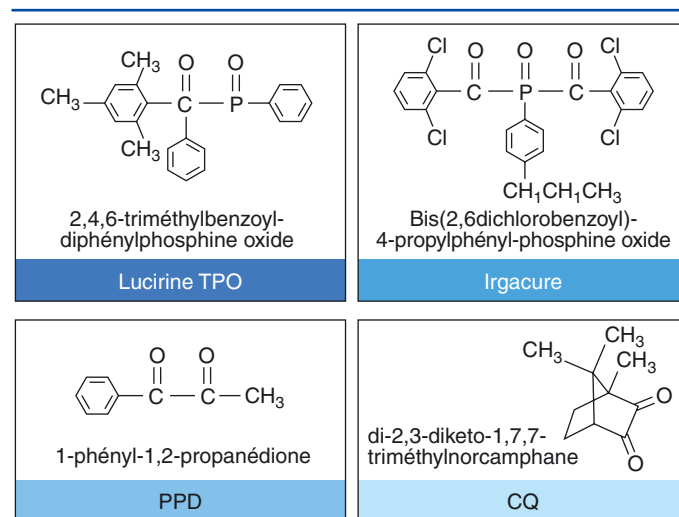


Figure 8. Comparaison entre spectres d'absorption des principaux photo-initiateurs et spectres d'émission de trois lampes LED (*light emitting diodes*) récentes et un halogène (présentés en % de leur maximum). PPD : phénylpropanedione ; CQ : camphoroquinone.

laser, les lampes électroluminescentes à diodes (*light emitting diodes* – LED) ou à arc plasma. Cela est d'autant plus problématique que l'information sur ces possibles incompatibilités est souvent peu transmise aux praticiens. Ces considérations seront développées plus en détail dans la partie consacrée aux sources lumineuses.

Activateurs. Ce sont les photons qui servent d'activateurs en agissant sur les photoamorceurs pour créer des radicaux libres.

Réaction de prise

On désigne par réaction de prise ou polymérisation la réaction pendant laquelle les monomères et oligomères sont convertis en une matrice polymérisée suite à la création de radicaux libres par des moyens chimiques ou photochimiques.

Initiation chimique (chémo- ou autopolymérisation). L'activation chimique a été le mode utilisé par Bowen lors de la mise au point des premiers composites. Elle est encore utilisée en technique directe dans quelques produits aujourd'hui et reste préconisée par certains auteurs dans certaines situations [23].

Les systèmes activés chimiquement se présentent sous forme de deux pâtes : la pâte « base » contenant l'initiateur (PB) et la pâte « catalyseur » contenant un activateur (amine tertiaire aromatique).

Ces deux constituants sont mis en présence par le mélange des deux pâtes en quantités équivalentes. La vitesse de formation des radicaux libres est en relation directe avec la concentration en initiateurs et en accélérateurs.

La plupart des composites changent peu de viscosité pendant la période initiale qui suit le mélange (temps de travail). Ensuite, il y a une rapide augmentation de la viscosité, nettement moins

rapide cependant que celle observée avec les composites photopolymérisables. La prise plus lente des composites chimopolymérisables permet une meilleure compensation des contraintes de rétraction de prise par glissement interne des chaînes polymériques en formation, avant création de nombreux pontages entre les molécules (*cross-linkage*) mettant fin à ce phénomène [24].

Comme il a déjà été mentionné, le moindre degré de conversion lié à l'inclusion de bulles d'air participe également à la réduction de la rétraction, mais malheureusement au détriment des propriétés mécaniques et de l'esthétique à long terme. Cependant, un autre élément important doit être pris en compte. Pour des raisons de manipulation (mélange nécessaire), ces matériaux ont un contenu en charges généralement inférieur aux composites photopolymérisables. Par conséquent, l'avantage en termes de réduction de la rétraction n'est pas clair, et seul reste l'argument en faveur d'une prise plus douce. Enfin, il faut également signaler le fait que les dentistes, sous couvert de ces éléments, peuvent être tentés d'injecter ce matériau en un bloc sur des épaisseurs importantes. Malheureusement, cela s'oppose au principe de limitation du nombre de parois collées et risque d'être préjudiciable à la qualité du joint périphérique.

En général, le temps de travail à température ambiante est de 1 à 4 minutes. Le temps de prise à température buccale varie de 1,5 à 6 minutes.

Pour résumer, les principaux avantages des composites chimopolymérisables sont :

- prise en couche épaisse et/ou dans les zones à l'abri de la lumière (zones anfractueuses, sous une restauration opaque) ;
- coût moindre (lampe inutile) ;
- cinétique de prise plus lente réduisant la transmission des contraintes de rétraction.

Leurs principaux inconvénients sont :

- temps de travail court, mais temps de prise long ;
- incorporation de bulles d'air lors du mélange (3 % à 10 % en volume), limitant la polymérisation, et diminuant par conséquent à la fois les performances mécaniques et esthétiques (augmentation de la rugosité de surface du matériau) ;
- moins de charges, donc plus de rétraction de volume ;
- utilisation en couche épaisse sous couvert des plus faibles contraintes de rétraction avec risque d'échec du collage ;
- discoloration à long terme (intrinsèque et extrinsèque).

Initiation photochimique. Utilisation de la lumière pour initier la polymérisation des composites.

Lumière ultraviolette (UV). Les premiers composites polymérisant à la lumière ont été décrits par Buonocore en 1970 et introduits commercialement en 1971 par la compagnie Caulk (Nuva Seal System®).

Ce composite contenait un initiateur, le benzoyl-méthyl-éther, sensible à la lumière ultraviolette de 365 nm. Le benzoyl-méthyl-éther se scinde en libérant des radicaux libres initiant la polymérisation.

Plusieurs inconvénients ont conduit, voilà plusieurs années, à l'abandon de cette méthode :

- la *sécurité* : initialement, les systèmes ultraviolets ont été bien perçus par la profession, suite à l'obtention d'un temps de travail « illimité » et d'un temps de prise réduit. Cependant, des questions se sont rapidement posées concernant la sécurité de ces systèmes, en particulier le risque potentiel de dommages au niveau de la cornée (praticien) et au niveau des tissus exposés aux radiations UV (patient) ;
- l'*efficacité-fiabilité* : pour commencer, les lampes UV requièrent une période de chauffage de plusieurs minutes. Ensuite, une dégradation rapide de la source lumineuse a été constatée. En outre, l'intensité du flux lumineux ne peut pas être appréciée visuellement. Enfin, la profondeur de polymérisation obtenue était assez faible.

Lumière visible. En ce qui concerne les sources de lumière visible, les appareils émettant dans les longueurs d'onde proches de 470 nm vont provoquer la polymérisation des matériaux photopolymérisables contenant de la camphoroquinone, ce qui est le cas de la grande majorité des composites présents sur le marché. Comme évoqué plus haut, d'autres photo-initiateurs font peu à peu leur apparition. Ils sont sensibles à des longueurs

d'onde plus courtes : centrés sur 425 nm pour le phénylpropionone (PPD) ou sur 390 nm pour le Lucirin® TPO et l'Irgacure® 819 [25]. L'efficacité de polymérisation est intimement liée à la correspondance entre le spectre d'émission de la lampe et le spectre d'absorption du matériau. Le choix de la lampe à polymériser est donc déterminant pour la qualité des restaurations. Avant tout, il convient donc de décrire les quatre grandes technologies de lampes à polymériser : lampes halogènes, lampes à arc à plasma, lasers et *light emitting diode* (LED). On distingue de sources de lumières visible : les lampes halogènes, les lampes à arc plasma, les lasers Argon et les LED.

Les premiers dispositifs destinés à la photopolymérisation « à la lumière visible » ont utilisé une source halogène semblable à celle des projecteurs destinés à l'audiovisuel. Le spectre étant très large (lumière blanche), des filtres sont nécessaires pour sélectionner les longueurs d'onde appropriées et éliminer les longueurs d'onde inutiles, génératrices de chaleur. Ce filtrage a pour résultat un spectre étendu entre 380 à 520 nm avec un maximum aux environs de 490 nm. Le premier inconvénient majeur de cette technologie est donc son faible rendement, puisque seulement 0,5 % de la lumière émise correspond aux longueurs d'onde utiles. Le corollaire de cela est la consommation élevée d'énergie, et donc la nécessité d'une base et d'un branchement à une prise de courant, ce qui est peu pratique. Le second inconvénient des sources halogènes est l'élévation de température au niveau de l'ampoule, qui entraîne une dégradation progressive du filament. Pour réduire ce problème, des ventilateurs sont intégrés aux unités lumineuses. Cependant, ceux-ci sont bruyants, encombrants et rendent la désinfection de la lampe difficile (fentes pour l'évacuation de l'air par exemple). Malgré le recours à ces dispositifs de refroidissement, une diminution progressive de l'intensité est inévitable. Cela rend indispensable le contrôle fréquent de l'intensité lumineuse par le dentiste, et le remplacement régulier de l'ampoule (durée de vie entre 30 et 80 heures). Malgré ces inconvénients majeurs, ces systèmes bénéficient d'un excellent recul clinique. Le large spectre de ces lampes en a fait une technologie de référence, encore beaucoup utilisée actuellement. Les unités halogènes commercialisées sont présentées sous forme d'un pistolet relié à une base. Elles varient en ce qui concerne la puissance de sortie (conventionnelle entre 250 et 800 mW/cm² et haute puissance entre 800 et 1 200 mW/cm²), la cinétique de l'insolation, les inserts (nombre, dimensions, forme, composition), les dispositifs de contrôle (minuterie, radiomètre). Le dispositif classique présente une mise sous tension à pleine puissance, couplée ou non à une minuterie interrompant le courant après le temps sélectionné. Afin de réduire le développement rapide des contraintes de rétraction de prise, des modes alternatifs ont été introduits :

- modes avec un ou plusieurs paliers (*step*) de moyenne intensité avant d'atteindre la puissance maximale ;
- modes progressifs avec montée progressive, linéaire ou exponentielle, de la puissance (*ramping*), éventuellement cumulé au mode précédent ;
- modes à impulsions successives ;
- modes *pulse-delay* avec courte irradiation initiale de forte intensité (*pulse*) suivie d'un intervalle « noir » (*delay*) précédant l'insolation finale.

Si la polymérisation progressive est largement documentée, son intérêt réel est toujours sujet à caution et est développé plus loin (« Choix des paramètres de photo-initiation »).

En résumé, les dispositifs à lampe halogène possèdent plusieurs avantages :

- photopolymérisation de tous les matériaux actuellement commercialisés ;
 - faible coût ;
 - recul important.
- Leurs inconvénients sont :
- dégradation progressive de la source lumineuse (contrôles/remplacement) ;
 - faible ergonomie : bruit et volume du ventilateur, base, câble, etc.

La technologie des lampes à arc plasma a été introduite dans le but de réduire le temps d'irradiation des restaurations. Dans

ce système, la source lumineuse est un arc à xénon émettant une lumière blanche de haute intensité. Tout comme dans le cas des lampes halogènes, des filtres doivent être utilisés pour éliminer les radiations inutiles (UV, infrarouges [IR]). Séduisante de prime abord, cette technologie a ensuite révélé de nombreuses limites. Un faible degré de conversion des composites a notamment été associé à leur utilisation [26].

Alors que les premières recommandations préconisaient des temps inférieurs à la seconde, elles sont passées ensuite à 3 secondes, 10 secondes et même au-delà. Ensuite, l'apparition de matériaux photopolymérisables utilisant des initiateurs autres que la camphoroquinone a nécessité l'utilisation d'autres inserts spécifiques.

Enfin, des considérations plus pratiques sont également peu favorables à cette technologie, comme par exemple son coût élevé et son caractère peu ergonomique (base volumineuse, cordon rigide, branchement requis).

Pareillement aux lampes à plasma, les sources lumineuses fondées sur le *laser argon* ont été présentées comme un moyen de réduire le temps d'irradiation grâce à leur haute puissance. De la même manière, elles ont présenté des problèmes de polymérisation. De plus, leur faisceau étroit rendait nécessaire de multiplier les irradiations pour couvrir toute la surface de la restauration. Enfin, leur coût extrêmement élevé et leur faible ergonomie ont fait que ce système ne s'est guère développé.

Les *LED* ou *diodes électroluminescentes* émettent un pic lumineux étroit centré sur la zone d'intérêt du spectre lumineux, le bleu pour cette application. Le recours à cette technologie a permis de solutionner plusieurs inconvénients des autres sources lumineuses. Tout d'abord, le recours aux filtres n'est plus nécessaire étant donné que l'émission se fait directement dans les longueurs d'ondes désirées. Ensuite, leur faible consommation d'énergie a permis le fonctionnement sur batteries, ce qui représente un grand pas en avant en termes d'ergonomie. De même, la constance de leur émission au cours du temps et la longévité de leurs sources (plusieurs milliers d'heures) constituent des atouts importants.

Du point de vue de l'efficacité de polymérisation, les lampes LED ont progressé depuis leur introduction dans la pratique dentaire. La première génération des lampes LED devait recourir à un nombre élevé de diodes pour atteindre une puissance cliniquement acceptable. Ces lampes présentaient des intérêts multiples :

- faible échauffement au niveau de la source, donc suppression du ventilateur ;
- faible échauffement au niveau de la dent ;
- fonctionnement sur batteries, ergonomie.

Cependant, ces résultats étaient attribués à une trop faible puissance, d'ailleurs également responsable d'une faible efficacité de polymérisation. En effet, des temps de polymérisation comparables, voire supérieurs à ceux des lampes halogènes conventionnelles devaient être appliqués.

Dans la seconde génération de lampes LED, une seule diode suffit pour obtenir des puissances élevées, atteignant ou dépassant les 1 000 mW/cm². Cette augmentation en puissance a permis de réduire, dans une certaine mesure, le temps de polymérisation des composites, grâce à une meilleure adaptation du spectre. Cependant, avec ces nouvelles LED, on a assisté au retour des systèmes de refroidissement (ventilateurs ou autres) pour éviter la surchauffe de la diode. Cela dit, ces systèmes sont, il est vrai, plus discrets (moins encombrants, moins bruyants) que ceux retrouvés dans les lampes halogènes. De plus, l'utilisation de ces hautes puissances présente un autre risque d'échauffement : celui de la dent. En effet, on constate que ces lampes sont susceptibles d'élever la température pulpaire de plusieurs degrés. Le faible échauffement des tissus dentaires, attribué initialement aux lampes LED, n'est donc pas valable, et celui-ci est davantage dépendant de la puissance de la lampe.

Enfin, il faut revenir sur l'étroitesse du pic « bleu » des LED première et deuxième générations. Bien que celui-ci corresponde extrêmement bien à la camphoroquinone, ce n'est pas le cas pour les autres photo-initiateurs récemment introduits dans certains composites (PPD, Lucirin[®] TPO, Irgacure[®]). C'est pour

cette raison qu'une troisième génération de lampes LED a vu le jour, ajoutant au pic bleu classique un pic violet aux alentours de 400 nm. Ces lampes sont aussi efficaces que les lampes halogènes pour polymériser les composites contenant les photo-initiateurs alternatifs.

Pour finir, les dispositifs LED ont, comme les lampes halogènes, des systèmes de contrôle de la cinétique d'insolation allant du plus simple (pleine puissance pendant un temps fixe) aux plus complexes.

En conclusion, les lampes LED représentent la technologie de choix actuellement. En effet, elles permettent d'allier une puissance relativement élevée, une polyvalence (troisième génération) à une bonne ergonomie et à un prix accessible. Les lampes halogènes, bien que moins pratiques, restent cependant un système fiable.

Comme cela vient d'être détaillé, les *avantages* de l'initiation par lumière visible dépendent de la technologie utilisée. Cependant, dans l'ensemble, les systèmes utilisant la lumière visible ont considérablement pallié les défauts inhérents au système UV. Ces avantages s'ajoutent donc à ceux apportés par la polymérisation par UV par rapport aux systèmes autopolymérisables.

Premièrement, la *profondeur de polymérisation* a été améliorée, pouvant aller, dans certains cas, jusqu'à 3-4 mm. Cependant, l'épaisseur maximale généralement recommandée pour chaque couche de composite est de 2 mm. À noter également que la lumière bleue pénètre partiellement l'émail et la dentine, ce qui n'était pratiquement pas le cas des UV. Néanmoins, l'intensité lumineuse s'en trouve fortement réduite et le temps de polymérisation doit être multiplié par deux ou par trois pour obtenir une polymérisation adéquate dans les zones de la préparation qui ne peuvent pas recevoir une exposition directe de la lumière.

En ce qui concerne le *temps d'exposition*, il se trouve également raccourci. Caughman et al. [27] considèrent qu'en respectant l'intensité minimale requise de 300 mW/cm² (lampe halogène conventionnelle), le temps de polymérisation optimal est de 60 secondes par couche de 2 mm. Cependant, d'autres auteurs considèrent qu'il peut être réduit à 40 secondes et même actuellement à 20 secondes dans certaines conditions (LED, puissances augmentées) [28].

Cependant, dans les deux cas (épaisseur/temps de polymérisation), il convient de rester critique vis-à-vis des recommandations souvent optimistes figurant dans les notices de certains fabricants.

Deuxièmement, les unités lumineuses émettant dans le visible ne nécessitent pas de préchauffage et la constance d'émission est nettement améliorée par rapport aux sources UV. Cependant, des différences considérables existent également entre les différents types de sources de lumière visible. Ces considérations ont été développées plus haut.

Ensuite, les composites activés par la lumière visible présentent une plus grande stabilité de teinte que les produits activés chimiquement qui souffrent de la présence de peroxyde de benzoyle et d'amines tertiaires aromatiques, impliqués dans les modifications de teinte après polymérisation.

De plus, le rapport temps de travail/temps de prise est particulièrement favorable : le temps de prise est raccourci et le temps de travail est considérablement augmenté. Cependant, il faut se méfier de l'éclairage ambiant et surtout du scialytique qui peuvent provoquer un début de polymérisation. Certains matériaux y sont particulièrement sensibles.

Enfin, les propriétés physiques du composite ont connu des progrès considérables. Tout d'abord, par rapport aux composites chimopolymérisables, l'absence de mélange a entraîné l'absence de bulles d'air et donc un meilleur taux de conversion [29].

De plus, l'industrialisation du procédé de fabrication a permis l'intégration de plus en plus de charges, réduisant ainsi la proportion de la phase chargée. Ces notions sont explicitées plus en détail dans la partie « Phase chargée ».

Malgré tous ces éléments en faveur des composites photopolymérisables à la lumière visible, plusieurs inconvénients persistent.

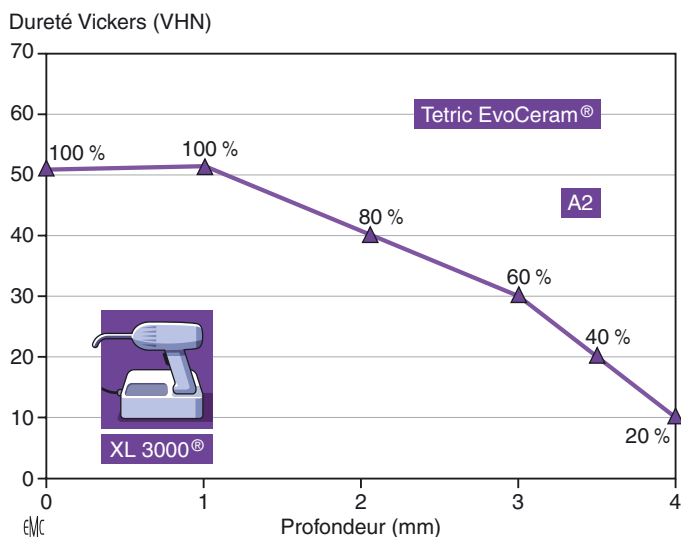


Figure 9. Évolution de la dureté (corrélée au degré de conversion) en fonction de la profondeur (Les pourcentages se rapportent à la dureté de surface).

Les *inconvénients* sont de plusieurs natures.

Tout d'abord, un des inconvénients est la *profondeur de polymérisation* qui ne peut pas dépasser 3 à 4 mm, même dans des conditions optimales. Par conséquent, il est indispensable, pour les restaurations de grande étendue, d'obtenir la restauration par adjonction de couches successives (technique par incréments) dont l'épaisseur actuellement recommandée est de 2 mm (Fig. 9).

En cas de non-respect de ces profondeurs, il existe un risque important de ne pas avoir de polymérisation suffisante au niveau des zones les plus profondes de la restauration, par exemple dans le cas des cavités proximales des composites postérieurs. C'est d'ailleurs d'autant plus un piège que la texture du matériau peut paraître parfaitement satisfaisante au niveau de la surface, alors que le composite est insuffisamment polymérisé dans la profondeur. À noter qu'une dureté macroscopique ne signe pas pour autant une polymérisation acceptable.

Or, une polymérisation insuffisante peut engendrer deux conséquences néfastes :

- d'une part, cela induit la fragilisation de la base de l'obturation et peut conduire à des fractures dues à un support insuffisant de la restauration ;
- d'autre part, une polymérisation insuffisante rime avec une concentration élevée de monomères en profondeur de la restauration.

Or, ces monomères sont irritants pour les tissus vivants, en l'occurrence dans ce cas la pulpe. Cette irritation peut donc s'ajouter aux facteurs irritants préalables, notamment carie et fraïse, augmentant donc le risque de lésions pulpaires irréversibles.

Divers facteurs modifient la qualité de la photopolymérisation en profondeur [30, 31] :

- le *type de composite* : le matériau de restauration affecte la profondeur de polymérisation. Lorsque la lumière vient frapper le composite, elle peut être réfléchiée par la surface et/ou diffractée par les charges. Elle peut également être absorbée, soit par le photo-initiateur (initiation de la polymérisation – effet désiré), soit par les pigments ou autres molécules (effet non désiré). Tous ces éléments limitent la pénétration de la lumière. Pour le praticien, le durcissement de la couche superficielle du composite n'est absolument pas un indicateur de la polymérisation dans les couches les plus profondes où la lumière ne pénètre que partiellement ;
- la *taille des particules* : les particules de petites dimensions (0,01 à 1 μm) diffractent/diffusent plus la lumière que les particules plus volumineuses parce que ces particules sont de tailles similaires aux longueurs d'ondes émises par les lampes

à photopolymériser. Ainsi, les nanoparticules, plus petites que les longueurs d'ondes utilisées, permettent de réaliser des restaurations plus translucides ;

- la *teinte* : les teintes plus foncées atténuent fortement la transmission de la lumière. Plusieurs fabricants indiquent des temps de polymérisation différents en fonction de leur teinte ;
- la *température du composite* : la polymérisation est de moins bonne qualité si le composite est à basse température (sortant du réfrigérateur). Il convient donc de sortir les composites du réfrigérateur, une heure au moins avant leur utilisation. Des dispositifs de préchauffage sont également disponibles, permettant d'augmenter la température des composites avant leur placement. Ce préchauffage présente deux avantages. Premièrement, il réduit la viscosité des composites et améliore leur adaptation dans la cavité. Deuxièmement, il améliore la conversion des composites [32]. Cependant, cette amélioration n'est pas toujours constatée, en raison de la diminution très rapide de la température du composite entre son retrait du dispositif de préchauffage et son placement en bouche [33]. Notons que la durée de vie d'un composite est de 18-36 mois à partir de sa fabrication si le matériau est conservé à température ambiante. Elle est prolongée en cas de conservation au réfrigérateur.

En second lieu, la *qualité de la source lumineuse*, comme évoqué précédemment, dépend de la technologie utilisée. Ce critère constitue une différence significative entre les deux technologies de choix : lampes halogènes et LED. En effet, pour les premières, la surchauffe de la source lumineuse entraîne sa détérioration au cours du temps et il est important de vérifier régulièrement la puissance de sortie et de veiller à laisser fonctionner le ventilateur au-delà du temps d'exposition.

À titre d'exemple, des enquêtes réalisées dans des pratiques privées ont montré que, malheureusement, de nombreuses lampes testées montraient une perte d'efficacité de 45 % à 90 %. Un tiers des lampes avait une intensité inférieure à 200 mW/cm^2 [34].

En matière de qualité de source, il est également essentiel d'avoir une correspondance de spectre entre lampe et matériau. Les lampes halogènes comme les LED troisième génération ont l'avantage d'avoir un spectre polyvalent, permettant d'activer les différents initiateurs sur le marché. Les autres sources ont un spectre plus étroit dont l'adéquation au système choisi doit être vérifiée.

Un autre facteur auquel il faut être attentif est la variabilité des puissances à l'achat des unités lumineuses, notamment pour les LED. En effet, alors que le fabricant prétend vendre une lampe d'une puissance donnée, il n'est pas rare de constater une puissance jusqu'à deux fois inférieure [35].

Pour contrôler la qualité de la source, des photomètres ou radiomètres mesurant la quantité de lumière bleue émise sont généralement considérés comme des accessoires utiles [36]. Cependant, Lutz [37] estime que ces appareils ne permettent que l'évaluation de la dégradation d'un même appareil, mais sont insuffisants pour comparer plusieurs appareils et pour déterminer valablement la puissance de sortie.

Troisièmement, il faut considérer la *distance entre source lumineuse et matériau*. L'ancien concept, selon lequel l'intensité de la lumière sortant de l'embout diminue de manière inversement proportionnelle au carré de la distance entre la dent et l'extrémité de l'embout, n'est plus d'actualité. En effet, on considère actuellement que lorsque la distance embout-matériau est inférieure à 6 mm, l'intensité ne diminue pas de manière significative, contrairement à ce que dicte la loi du carré de la distance citée précédemment [38]. Cependant, il faut évidemment s'efforcer de se rapprocher de la surface du matériau autant que possible, pour éviter toute perte de puissance inutile. Cela est particulièrement important pour les zones proximales des classes II où le placement de l'embout conventionnel, à proximité du plancher gingival, est difficile, voire impossible. De plus, il faut éviter le contact de l'embout avec le composite : sa contamination entraîne également une perte de puissance de la lampe.

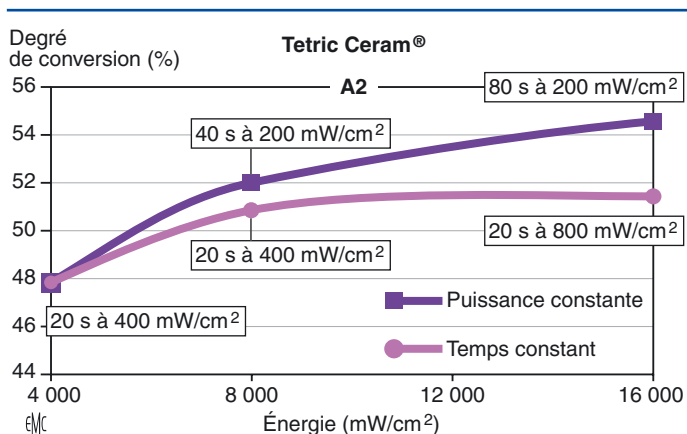


Figure 10. Évolution du degré de conversion en fonction de l'énergie d'irradiation, soit avec puissance constante, soit avec temps d'irradiation constant [40]. A2 : teinte A2.

À noter que la diminution de la puissance avec la distance embout-matériau dépend du type d'embout utilisé ; cette diminution est plus grande avec les embouts « turbos » (grand diamètre à l'entrée, petit à la sortie) [39] et avec les dispositifs avec diodes recouvertes d'une glace qu'avec des embouts rectilignes. En outre, les embouts turbos ne sont plus justifiés étant donné que les nouvelles LED permettent d'atteindre les puissances désirées sans y avoir recours.

Enfin, le diamètre de l'embout a son importance dans la puissance de la lampe. En effet, comme la puissance est exprimée par unité de surface (mW/cm²), celle-ci diminue proportionnellement à l'augmentation du diamètre de l'embout.

Enfin, la durée d'exposition est la variable que nous pouvons moduler le plus aisément. C'est un paramètre déterminant de la qualité de la polymérisation en profondeur. Or, certains fabricants ont tendance à recommander des temps de polymérisation de plus en plus courts (10 secondes et moins) : le raccourcissement de la séquence clinique est un argument de vente auprès des praticiens. Même s'il est vrai qu'une certaine réduction du temps est possible, il faut toutefois rester conscient que les temps recommandés par les fabricants sont plus souvent des temps minimum que des temps « optimum ». Le choix des paramètres de photo-initiation est explicité ci-dessous.

À la limite de profondeur de polymérisation, s'ajoute un autre inconvénient des composites photopolymérisables qui est la sensibilité à l'éclairage ambiant (tubes fluorescents) et surtout l'éclairage du scialytique. Ceux-ci peuvent induire une polymérisation avant l'insolation par la lampe, réduisant ainsi le temps de travail. Cette sensibilité est propre au matériau utilisé.

Outre le choix de la technologie, les paramètres corrects de polymérisation doivent être choisis avec précaution. Ruetgeberg et al. [29] estiment que les paramètres de polymérisation standard à recommander sont une illumination de 40 secondes à une puissance de 400 à 600 mW/cm² pour polymériser un incrément de 2 mm d'épaisseur d'un composite de teinte universelle en 40 secondes.

Cependant, lors de restaurations volumineuses, le respect de ce temps pour chaque couche engendre un allongement considérable de la séance. Or, pour certains, l'énergie totale d'irradiation est le seul paramètre important à considérer. Pour rappel, les trois grands paramètres qui peuvent être modulés sont :

- la puissance de la lampe (mW/cm²) ;
- le temps d'irradiation (s) ;
- l'énergie, qui est le produit de la puissance et du temps ($s \times mW/cm^2 = mJ/cm^2$).

Pourtant, plusieurs études ont démontré que bien que l'énergie soit un facteur important, la puissance et le temps doivent être pris en compte, indépendamment l'un de l'autre. En effet, une augmentation de puissance ne permet pas de réduire de manière proportionnelle le temps de polymérisation (Fig. 10) [40]. Il faut donc être prudent face à cette tendance de réduction du temps de polymérisation. De plus, l'augmentation de la puissance a ses limites en termes d'amélioration des

propriétés et tout excès d'irradiation va avoir pour unique conséquence un échauffement du matériau et donc de la pulpe sous-jacente. Enfin, dans le même ordre d'idée, certains auteurs sont opposés à de trop hautes puissances, car les contraintes de rétraction associées pourraient être plus brutales. En effet, un passage plus progressif de l'état pâteux à l'état solide permettrait aux contraintes de rétraction de se dissiper et de ne pas être transmises directement au niveau du joint dent/restauration. Les chances de garder intacte l'interface seraient augmentées. Certaines études [41, 42] ont montré qu'en diminuant l'intensité de l'insolation, il serait possible d'améliorer l'interface dent-restauration sans altérer significativement les propriétés physiques. Cependant, selon une étude récente [43], l'association haut taux de polymérisation/fortes contraintes n'est pas évident. En effet, selon ce travail, le développement des contraintes résulte d'une conjonction plus complexe de différents facteurs, et ne se résume pas au simple taux de polymérisation. En outre, il semble que le taux de polymérisation doit être significativement différent pour constater des petites variations dans les caractéristiques mécaniques du matériau. Un travail récent [44] a également montré que la rétraction finale ne change pas significativement lorsque la vitesse de polymérisation est augmentée.

Quant aux modes progressifs (*pulse-delay*, *step*, *ramping*), les résultats sont contradictoires en termes de réduction de la rétraction et des contraintes associées. Cependant, il semble que l'effet bénéfique à ce niveau soit expliqué par un degré de conversion inférieur. Pour cette raison, le mode continu doit être privilégié.

En résumé, actuellement, on considère que la puissance optimale se situe entre 800 et 1 200 mW/cm², ce qui permet de polymériser des couches de composites de 2 mm en 20 secondes avec une lampe LED (spectre plus efficace que celui des lampes halogènes). Sur la base des données actuelles, il est peu raisonnable de descendre sous cette limite de temps. De plus, il est à la fois peu prudent et peu utile de dépasser ces valeurs de puissance.

Choix entre chémo-polymérisation et photopolymérisation. La balance avantages/inconvénients établie précédemment est nettement en défaveur des composites à activation chimique. En effet, mis à part une cinétique de dissipation des contraintes de rétraction, ils sont inférieurs dans tous les domaines aux composites à activation photonique : plus faible taux de conversion, moins d'esthétique, moindre contenu en charges, moindres propriétés mécaniques.

Ainsi, de manière assez justifiée, l'emploi des résines chémo-polymérisables a largement diminué à partir des années 1980. Cependant, certains praticiens ont recommencé d'utiliser des composites autopolymérisables, soit seuls, soit en combinaison avec les composites photopolymérisables, en particulier pour les applications dans le secteur postérieur. La raison majeure est la possibilité de placement du composite chémo-polymérisable en masse, permettant de gagner du temps par rapport à la technique d'insertion incrémentale imposée par la faible pénétration de lumière dans le matériau photopolymérisable. Cependant, si on prend en compte le temps de prise du composite autopolymérisable (1,5 à 6 minutes), ce gain de temps n'est pas si intéressant. En effet, à raison de 20 secondes par couches avec les meilleures lampes LED, cela permet de placer un certain nombre de couches de 2 mm. Le gain de temps n'est donc pas flagrant. D'ailleurs, ce placement en incréments permet de réduire les contraintes liées à la rétraction de la restauration en limitant le nombre de parois collées.

Un autre argument auparavant présenté en défaveur des composites photopolymérisables était leur rétraction en direction de la source lumineuse, et donc le risque de décollement dans le fond de la cavité. Cependant, depuis 1998, il a été démontré que ce n'est pas le cas [45], mais que la direction de contraction est plutôt dépendante de la forme de la cavité et de la qualité du collage.

En résumé, tous ces éléments constituent des avantages déterminants en faveur des systèmes photopolymérisables.

D'ailleurs, dans les essais cliniques, les composites photopolymérisables ont en général un taux de réussite supérieur à celui des chimopolymérisables.

Phase chargée

Introduction

L'étude de la phase chargée se révèle beaucoup plus complexe du fait de la diversité des charges utilisées (composition chimique, dimensions, formes, pourcentage, etc.) : 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.

Principaux effets de l'augmentation de la charge. L'objectif initial de l'incorporation des charges est de réduire la proportion de résine qui constitue le maillon faible du matériau.

La plupart des propriétés mécaniques sont améliorées par les charges, en particulier au-dessus de 55-60 % en volume. En effet, la présence de charges renforce la matrice résineuse : il y a une augmentation de la résistance à la fracture et à l'usure, du module d'élasticité et de la dureté. La diminution de la fraction organique améliore la stabilité dimensionnelle : diminution de la rétraction de prise, meilleure compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec les tissus dentaires, moindre absorption d'eau, réduction de la déformation sous contrainte.

Du point de vue clinique, la viscosité et la facilité de manipulation (collage aux instruments) peuvent, grâce aux charges, être modulées selon les indications et les demandes du praticien. L'incorporation de strontium, de baryum (Ba) et d'autres métaux lourds dans les verres confère une radio-opacité adaptée, permettant notamment la détection plus aisée des caries secondaires.

Il faut remarquer que la plupart de ces améliorations ne sont possibles que si une liaison forte et durable est établie entre les charges et la matrice organique. Ce rôle est dévolu aux agents de couplage (silanisation).

Principaux effets de la diminution de la taille des particules. La diminution de la taille des particules a également permis une amélioration des propriétés des composites. Ces progrès sont possibles à condition de pouvoir conserver un pourcentage élevé de charges. En effet, plus les charges sont petites, plus la surface développée augmente, plus la viscosité du mélange augmente. Par conséquent, l'incorporation des microcharges est rapidement limitée par l'obtention d'une pâte inutilisable cliniquement. La nanotechnologie permet de contrôler cette difficulté.

Grâce aux procédés permettant d'obtenir des charges de granulométries et de formes adéquates, au mélange de divers types de charges et, cependant, à l'utilisation de résines de faibles viscosités, il a été possible de développer des matériaux hautement chargés avec des particules de petites dimensions (microhybrides, microhybrides nanochargés). Ce type de matériaux présente deux avantages dans le domaine des performances cliniques :

- la rugosité de surface est inférieure par la diminution de la taille des particules. Cela procure un avantage esthétique (état de surface, moindre fixation des colorants exogènes) et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis des dents antagonistes ;
- la résistance à l'usure s'améliore lorsque la taille des particules diminue.

Il y a donc tout intérêt à augmenter les charges et à diminuer leurs dimensions. Malheureusement ces deux objectifs concourent à augmenter la viscosité du composite et limitent les possibilités de manipulation.

Principales charges. On distingue classiquement des macrocharges ou charges traditionnelles (initialement de 10 à 100 μm) composées de grosses particules de verre ou de quartz et des microcharges (0,04 μm , soit 40 nm) constituées de silice (SiO_2).

Au fur et à mesure du développement des techniques permettant de mieux fragmenter les macrocharges, celles-ci se sont rapprochées de la taille des microcharges et ont été appelées *midî* (1-10 μm) – et *mini* (0,1-1 μm) – particules. La classe de matériaux hybrides à midiparticules garde le nom de « hybrides », celle à miniparticules est plus généralement appelée

« microhybrides », ce qui peut prêter à confusion avec les microchargées, composés uniquement de microcharges de SiO_2 .

Aujourd'hui, la tendance est à la commercialisation de composites fondés sur la nanotechnologie et contenant, entre autres, des nanoparticules de 2 à 70 nm plus des miniparticules : « microhybrides nanochargés ».

Les charges « traditionnelles » sont préparées par broyage du quartz ou de verres permettant d'obtenir des particules entre 1 et 100 μm . Les microcharges sont obtenues par pyrolyse ou par précipitation. Les nanocharges utilisent des méthodes complexes dont le procédé sol-gel.

L'incorporation d'un maximum de charges dans la résine, compatible avec une viscosité adéquate pour la clinique, demande une distribution optimale des tailles des particules. L'utilisation de charges de même diamètre ne permet pas une occupation maximale des espaces. En choisissant plusieurs granulométries, les vides laissés par les particules les plus grosses peuvent être comblés grâce à des particules plus petites. La reproduction de ce processus mène à l'utilisation d'une distribution sophistiquée des tailles de particules de charge.

Les charges ont une dureté élevée. Elles doivent avoir un indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses utilisées habituellement (1,55 pour le bis-GMA et 1,46 pour le TEGDMA) afin d'obtenir une translucidité similaire à celle de la dent. La plupart des verres et le quartz ont un indice de réfraction proche de 1,5.

L'opacité est contrôlée par addition de dioxyde de titane (TiO_2) et d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) (0,001-0,007 %).

Composition des macro-, midî- et minicharges [11, 36, 37, 46, 47]. La silice pure se présente sous différentes formes cristallines (telles que la cristobalite, la tridymite et le quartz), et sous forme non cristalline (le verre). Les formes cristallines sont plus dures et plus résistantes, mais posent des problèmes de finition et de polissage. C'est pourquoi la plupart des composites actuels sont composés de verre de silicate. On distingue :

- la *quartz* qui est deux fois plus dur et moins sensible à l'érosion que la plupart des verres. La finition des composites à base de quartz est donc plus difficile à réaliser. Cependant, les silanes se lient beaucoup mieux aux charges de quartz qu'aux charges en verre. Cela explique probablement la plus grande stabilité de teinte des composites chargés en quartz. Une des limitations majeures des charges en quartz est leur radioclarité. Étant donné la nécessité dans les restaurations postérieures de disposer de matériaux radio-opaques, les charges constituées de verre de métaux lourds radio-opaques ont remplacé le quartz dans la plupart des composites récents ;
- les *verres de métaux lourds, radio-opaques*. La composition des charges a souvent été modifiée en remplaçant certains ions afin d'obtenir les propriétés souhaitées. Le baryum, le zinc, le zirconium (Zr), etc. ont été utilisés afin d'obtenir la radio-opacité des charges.

La capacité de produire des particules plus petites a été déterminante dans la mise au point de composites à la fois résistants et polissables. La réduction en poudre extrêmement fine des charges est devenue une des technologies les plus sophistiquées. Les techniques actuelles ne sont plus fondées uniquement sur la mouture, mais sur l'abrasion par air, sur l'interaction ultrasonique combinée ou non à l'érosion.

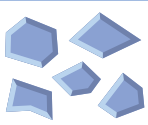
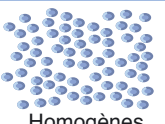
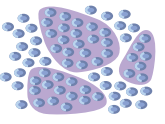
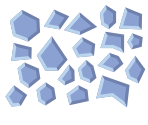
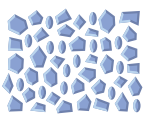
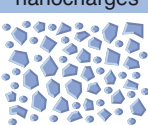
Composition des microcharges. Les microcharges sont constituées uniquement de silice (SiO_2). Elle constitue la charge unique des composites « à microparticules » dits microchargés.

Elle est également ajoutée aux composites hybrides comme microcharge.

Classification des composites [12, 48-50]

Les composites ont été classés de différentes manières pour essayer de prendre en compte la diversité des orientations prises par les fabricants (Tableau 2).

La manière la plus répandue est basée sur la taille moyenne des particules du composant le plus important en volume (Fig. 11). D'autres paramètres doivent également être pris en considération : viscosité, chimie des charges, distribution des charges, mode de polymérisation.

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

EMC

Figure 11. Structure, pourcentage de charges (poids et volume) et distribution des charges des résines composites de viscosité standard.

Composites à macroparticules ou macrochargés (conventionnels)

Le premier composite (fin des années 1960) fondé sur les résines bis-GMA fut l'Addent[®], commercialisé par 3M. Assez rapidement d'autres composites chimopolymérisables sont apparus (Adaptic[®], Concise[®]). Ils se présentaient sous forme de deux pâtes à mélanger en proportions équivalentes afin d'initier la chimopolymérisation. Ces premiers composites (conventionnels-macrochargés) à usage dentaire étaient des mélanges de macroparticules tels que le quartz, le verre, la céramique, etc. et de monomères. Ils disposaient déjà de bonnes propriétés mécaniques. Cependant, la taille élevée des particules, obtenues par concassage de quartz ou de verres très durs, entraînait des défauts majeurs : usure rapide, état de surface rugueux, agressivité pour les dents antagonistes, etc.

Ces composites macrochargés avaient des charges dont la taille moyenne était de 30 à 40 μm (étendue : de 15 à 100 μm). Les descendants de cette classe de composites ont des particules plus petites (8-15 μm) et plus arrondies.

Composites microchargés ou composites à microparticules ou à microcharges ou microfins. Afin d'améliorer l'état de surface, certains fabricants ont eu l'idée d'incorporer uniquement des particules de dimensions inférieures aux longueurs d'ondes visibles. Il en résulte un état de surface poli et lustré. La résistance à l'usure est fortement améliorée et l'agressivité vis-à-vis des antagonistes, supprimée. Bien que diverses astuces aient été utilisées dans la technique de fabrication (composites

hétérogènes, à particules agglomérées, à particules sintérisées, etc.), il fut impossible d'obtenir une proportion de charges capable de donner des propriétés mécaniques élevées.

Ces composites sont encore utilisés, mais sont destinés aux restaurations des dents antérieures (classes III) et de la région cervicale (classes V).

Ce groupe de matériaux contient uniquement des charges de SiO_2 (0,04 μm).

Composites microchargés homogènes. Les composites constitués uniquement de résine et de microparticules isolées de silice sont appelés composites microchargés (à microparticules) homogènes. Chaque microparticule est silanisée. Comme l'incorporation de microparticules entraîne une augmentation de la surface au contact de la matrice et, par conséquent, une augmentation très rapide de la viscosité qui rend le matériau impossible à manipuler, aucun composite homogène n'est commercialisé.

Il s'est donc révélé indispensable de trouver des moyens d'augmenter le taux de charges de la résine sans sacrifier la facilité de mise en œuvre du matériau. Cela a amené la mise au point de composites microchargés hétérogènes.

Composites microchargés hétérogènes. Deux approches, utilisées conjointement ou non, ont été utilisées :

La première consiste à agglomérer les microcharges de 0,04 μm . Ces amas de microcharges sont obtenus par :

- simple agglomération entre microcharges ;
- sintérisation des microcharges : les particules de SiO_2 sont chauffées à une température proche de leur point de fusion de telle sorte qu'elles adhèrent légèrement entre elles.

La deuxième consiste à incorporer au laboratoire des quantités élevées de charges, incompatibles avec l'usage clinique, mais bien avec les technologies de l'industrie. Les microparticules sont incorporées à la résine jusqu'à des valeurs de 70 % de charges (en poids), ce qui représente environ le double de ce qui est possible pour un composite microchargé homogène utilisable en clinique. Le mélange résine/charge est porté à haute température afin de provoquer la polymérisation. Ce polymère (appelé « prépolymère » puisque déjà polymérisé dans le composite commercialisé ou « charge ») est réfrigéré et moulu en copeaux de 1 à 100 μm (taille moyenne de 30 à 65 μm). Cette « charge » est incorporée à de la résine contenant également des microcharges de SiO_2 à un pourcentage environ deux fois moindre afin d'être compatible avec l'usage clinique.

Le composite commercialisé a donc une charge moyenne variant de 45 % à 77 % en poids, ce qui correspond à 25 % à 60 % en volume.

Selon la forme sous laquelle le SiO_2 est incorporé au prépolymère, on distingue les composites microchargés hétérogènes :

- à prépolymères en copeaux où le SiO_2 n'est pas aggloméré, mais intégré au prépolymère et à la résine : c'est le cas de la plupart des composites microchargés commercialisés ;
- à charges agglomérées : les microparticules de silice forment des agglomérats constituant des particules plus grandes (1 à 25 μm) ;
- à charges sintérisées : les microparticules de silice forment des agglomérats grâce à un chauffage provoquant une fusion superficielle qui entraîne une légère adhésion n'empêchant pas les particules d'être arrachées individuellement lors des phénomènes d'usure.

Composites hybrides. Un composite contenant un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions est appelé un hybride. Il s'agit généralement d'une combinaison des deux précédentes générations :

- microparticules de SiO_2 ;
- « macro-, midi- ou mini-particules » de verre de compositions, de dimensions et de formes variées.

Dans un premier temps, les hybrides ont progressé grâce à l'augmentation du pourcentage de charges de dimensions moyennes (midiparticules de 1 à 10 μm), permettant l'obtention de matériaux aux performances mécaniques améliorées pouvant s'adapter aux contraintes mécaniques subies au niveau des dents postérieures (P10[®], Occlusin[®], etc.), mais s'usant encore plus rapidement que l'émail. Actuellement, des particules

proches ou inférieures au micron (miniparticules, microparticules, nanocharges, etc.) sont utilisées et incorporées à des taux élevés.

En fonction de leur taille, comme vu précédemment, les particules utilisées actuellement peuvent être divisées en macroparticules (10-100 µm), midiparticules (1-10 µm), miniparticules (0,1-1 µm), microparticules (0,01-0,1 µm) et nanocharges (2 à 10 nm).

Les composites microhybrides ou microhybrides nanochargés offrent la meilleure combinaison des avantages des composites à macroparticules et à microparticules. Ils représentent les matériaux esthétiques tout usage – en viscosité standard – les plus performants à l'heure actuelle.

Les macroparticules (verre de Ba, de Zr, etc.) sont :

- plus petites que celles des macrochargées et peuvent être inférieures au micron pour les matériaux récents destinés aux dents antérieures et postérieures ;
- plus arrondies et surtout d'une granulométrie précise, calculée de telle sorte que les plus petites particules occupent au maximum les espaces laissés entre les plus grandes ;
- radio-opaques.

Les microcharges (SiO₂) ont pour effet de renforcer la matrice résineuse, par augmentation de la résistance au stress et par réduction de la propagation des microfractures. La partie microchargée possède également un coefficient d'expansion thermique plus favorable que celui des particules de macrocharges, réduisant ainsi la perte de particules pendant les changements thermiques. On peut obtenir des chargements en particules jusqu'à plus de 80 % en poids, augmentant les propriétés du matériau.

Les composites hybrides sont généralement classés en fonction de la taille de la macrocharge. On peut multiplier les groupes, mais nous ne citons que les plus représentés actuellement.

Hybrides à midiparticules ou hybrides (1 à 10 µm). Cette catégorie comprend des midicharges de verre (1-15 µm) et des microcharges de SiO₂. Les composites à charges de 5 à 10 µm ont tendance à être abandonnés en faveur des plus petites charges (1 à 5 µm). Exemple : Tetric Ceram[®], Quixfil[®], Solitaire 2[®].

Hybrides à miniparticules ou microhybrides (moins de 1 µm). Les hybrides à miniparticules ou microhybrides sont des composites ayant :

- des macrocharges dont la taille moyenne est inférieure au micron (en général 0,4 à 0,7 µm) ;
- des microcharges de SiO₂ (0,04 µm) représentant généralement 10 % à 20 % de la charge totale.

Outre la réduction de la taille moyenne des particules, une autre amélioration a été réalisée par les fabricants : le contrôle de la distribution des tailles de particules (75 % en dessous de 1 µm). La combinaison des particules de verre submicroniques, moins dures, avec les microcharges agglomérées de 0,04 µm, permet d'obtenir un pourcentage de charge élevé (± 50-65 % en volume, soit jusqu'à plus de 80 % en poids) et entraîne une haute résistance à la compression et un bon état de surface proche de celui des microchargés. Cette classe de matériaux a constitué un important progrès, car elle allie propriétés mécaniques élevées et esthétique. Elle est particulièrement intéressante dans les restaurations de classe IV, mais aussi dans les restaurations de classes I et II.

Hybrides à miniparticules et nanocharges ou microhybrides nanochargés (< 0,4 µm). Ces composites ont en plus des microhybrides des nanocharges. Les propriétés mécaniques, physiques et esthétiques sont équivalentes à celles des microhybrides.

Viscosité. *Composites compactables.* Initialement, les composites étaient uniquement utilisés pour les dents antérieures. Pour répondre à la demande esthétique, les différentes catégories de composites ont été utilisées, avec des résultats divers, au niveau des dents postérieures. Les microhybrides et microhybrides nanochargés possèdent des propriétés mécaniques adéquates pour cette indication. Cependant, la pose de ces matériaux est délicate et longue. La consistance collante et la plasticité ne permettent pas de les condenser facilement contre les parois des cavités. L'obtention d'un point de contact serré implique le

maintien d'une pression du matériau contre la matrice. Divers artifices techniques (cône transparent placé à l'extrémité de l'insert de la lampe, instrument maintenant la pression pendant la polymérisation, etc.) peuvent améliorer la situation, mais allongent encore la technique. Plusieurs fabricants ont commercialisé (après 1997) des composites censés rejoindre la facilité et la vitesse de manipulation des amalgames. Ces matériaux ont une viscosité élevée d'où leur appellation de « compactables » (*condensable* en anglais). Des mises en œuvre aussi proches que possible de l'amalgame ont parfois été proposées : polymérisation de couche de 5 mm ou plus. Certains de ces matériaux ont connu rapidement des échecs sur le plan clinique.

La consistance de ces composites a été modifiée par divers procédés : modifications des charges (poreuses pour le Solitaire[®] ; fibres de verre pour Alert[®]). D'autres fabricants ont opté pour des modifications de la matrice organique (Prodigy condensable[®], P60[®]).

Les qualités annoncées pour ces matériaux ont été rarement confirmées et les propriétés mécaniques, à quelques exceptions près (voir chapitre suivant), sont souvent inférieures aux microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard.

Composites fluides. Les composites fluides possèdent une quantité de charges réduite, ce qui permet un étalement facile et une bonne adaptation aux parois des préparations. Leur faible module d'Young les rend intéressants dans les situations où un joint viscoélastique est souhaité. Malheureusement, l'augmentation de la phase résineuse aggrave la rétraction de prise et réduit les propriétés mécaniques.

La facilité d'emploi de ces composites, dont la fluidité permet l'étalement dans les préparations, ne doit pas faire perdre de vue leurs faiblesses. Les indications comme matériau d'obturation sont limitées aux zones sans contraintes importantes : classe V (mini-cavité occlusale), scellement de puits et fissures, petites réparations. De nombreux praticiens l'utilisent comme fond de cavité sous un composite plus chargé (de viscosité compactable ou standard) afin d'améliorer l'adaptation aux marges cervicales de la préparation et d'assurer un joint viscoélastique résistant aux contraintes de rétraction. L'intérêt de cette méthode reste controversé.

Composites et nanotechnologie [51]. L'introduction de la nanotechnologie dans le monde dentaire a fait beaucoup de bruit ces dernières années. On a pu constater l'arrivée sur le marché de nombreux produits portant le label « nano ». Le terme « nanotechnologie » regroupe un ensemble de théories et de techniques nouvelles qui visent à manipuler ou à fabriquer des objets de taille comparable à celle des atomes et des molécules, c'est-à-dire de l'ordre du milliardième de millimètre ou nanomètre (10⁻⁹ m). Dans les matériaux dentaires, la difficulté est grande de faire la distinction entre les matériaux « micro » et « nano ». Si les fabricants ont tendance à présenter les nanomatériaux comme une nouvelle classe de matériaux, McCabe and Walls [52] prétendent qu'il n'en est rien. Selon eux, les caractéristiques de ces matériaux sont décrites de manière adéquate par la classification « microchargés » et « hybrides ». La seule différence est que ces matériaux contiennent une certaine quantité de nanoparticules leur conférant dans certains cas des propriétés spécifiques. Par convention sont dénommés « nano » les matériaux comprenant des particules de taille inférieure à 100 nm, soit 0,1 µm.

Application de la nanotechnologie aux composites. Diverses applications de la nanotechnologie ont été développées dans le domaine des composites dentaires :

- matrice organominérale : le procédé sol-gel permet d'obtenir des verres sans passer par la fusion (technique traditionnelle) par polymérisation de précurseurs moléculaires en solution. Il s'agit donc, en quelque sorte, d'une « polymérisation minérale ». Des molécules hybrides organominérales peuvent être ainsi synthétisées. Elles combinent des structures organiques comme des oligomères et des polymères, à des oxydes inorganiques, en particulier des alcoxydes [53]. Par opposition au mélange classique monomères diméthacrylés/particules minérales silanisées, le matériau hybride organominéral ainsi créé présente à la fois la partie minérale, l'agent de couplage

(silane) et le groupement fonctionnel organique sur la même molécule. Ces matériaux présentent donc des caractéristiques intéressantes, notamment en supprimant la nécessité d'utiliser des monomères purs. Les caractères spécifiques des molécules hybrides peuvent être modulés en jouant sur la composition et la méthode de combinaison. Les ORMOCER® (*organically modified ceramics*) développés par l'institut Fraunhofer de Würzburg appartiennent à cette classe et ont également été commercialisés dans les composites dentaires (exemple : Admira®).

Plusieurs travaux [54, 55] ont montré l'intérêt de ces matériaux pour les applications dentaires. L'utilisation de ces monomères organominéraux permettrait notamment de réduire la rétraction de prise. Cependant, cela n'a pas été démontré jusqu'ici. En revanche, il a été montré que ces matériaux pouvaient atteindre des propriétés mécaniques équivalentes à celles des composites diméthacrylés classiques. En outre, plusieurs travaux leur attribuent une plus faible cytotoxicité et une plus faible absorption d'eau ;

- les charges inorganiques de dimensions nanométriques. Des problèmes se posent lors du recours à des charges nanométriques : l'un lié à leur synthèse et leur incorporation, l'autre à leur silanisation. Tout d'abord, concernant la synthèse, la nanotechnologie permet la synthèse de particules de dimension inférieure à 100 nm. On distingue deux méthodes de fabrication des nanoparticules : la pyrolyse à flamme et les procédés sol-gel. Les charges de silice pyrogène sont souvent utilisées dans les composites dentaires. Elles ont l'avantage d'être peu coûteuses par rapport aux nanoparticules préparées par procédé sol-gel. Cependant, ces dernières présentent des avantages indéniables, leur procédé de fabrication permettant notamment d'obtenir des charges de taille homogène (jusqu'à 10-12 nm) et de forme sphérique. Il présente d'autres avantages en termes de propriétés de surface qui sont évoqués juste après. D'autres propriétés peuvent également être modifiées : l'indice de réfraction en jouant sur les proportions de SiO₂-TiO₂ et SiO₂-Al₂O₃, la radio-opacité via le ZrO₂ et le BaO et, enfin, le potentiel anticariogène via les oxydes métalliques relarguant les fluorures. Le deuxième aspect des nanocharges à considérer est la silanisation. Les charges minérales ne sont pas compatibles avec la matrice organique. Pour cette raison, il est indispensable de traiter leur surface avec des silanes (souvent mercaptopropyl triméthoxysilane – MPTMS) afin de permettre, lors de la polymérisation, la création d'une liaison covalente entre la charge et la matrice résineuse. Or, lorsque la taille des particules diminue fortement, l'énergie de surface devient extrêmement importante, conférant aux particules la propriété de se lier fortement à d'autres matériaux ou entre elles (agglomération). Cette agrégation a pour corollaire l'obtention d'une viscosité importante. De plus, la silanisation de très petites particules est délicate et donc souvent incomplète, ce qui entraîne, le cas échéant, une perte de propriétés mécaniques. La nanotechnologie apporte des solutions à ces problèmes. En effet, elle permet de silaniser correctement les particules dans le même temps que leur synthèse. De plus, elle peut permettre de réduire l'agglomération des particules. Grâce notamment à leur traitement de surface particulier, les nanoparticules générées par le procédé sol-gel se comportent davantage comme un liquide que comme un solide, ce qui permet d'augmenter leur pourcentage dans les résines sans augmentation majeure de leur viscosité. De manière plus générale, l'introduction des nanocharges dans les composites dentaires présente deux avantages notables. Tout d'abord, elles permettent une amélioration des propriétés mécaniques, à la fois par leurs propriétés de surfaces évoquées ci-dessus et par l'augmentation de leur contenu en charges. En effet, lorsqu'elles sont incorporées à des composites hybrides, elles permettent un remplissage additionnel en charges (jusqu'à presque 90 % en poids), ce qui, par la même occasion, participe à la réduction de la rétraction de prise. Ensuite, ces nanocharges permettent d'améliorer l'esthétique du matériau, ainsi que leur résistance à l'usure. Elles facilitent également leur polissage. En résumé, les innovations apportées par la

nanotechnologie ont permis d'améliorer certaines performances des composites. Cela fait espérer des résultats cliniques intéressants et des développements futurs prometteurs peuvent encore être attendus.

Principaux composites issus de la nanotechnologie. Plusieurs fabricants présentent des composites faisant appel à la nanotechnologie. Le caractère novateur impliquant des techniques nouvelles et sophistiquées, les données fournies par les fabricants et la littérature sont limitées. De plus, dans certains cas, les firmes jouent sur le terme « nano » pour augmenter l'impact commercial de leurs produits. Enfin, vu la diversité des méthodes et des molécules, des approches très différentes peuvent être regroupées dans cette catégorie des « nanomatériaux ». Cette section a pour objectif de donner une liste non exhaustive de quelques matériaux représentatifs et de leurs spécificités respectives. On distingue :

- le Filtek supreme XT® : la phase chargée de ce composite comprend uniquement des nanoparticules, soit isolées, soit regroupées en agglomérats appelés « nanoclusters ». En ce sens, ce matériau peut être qualifié de nanochargé. Les nanoparticules ont une forme arrondie et un diamètre de l'ordre de 20 nm contre 75 nm pour les nanoclusters (données du fabricant). Le pourcentage de charge est élevé (78,5 % en poids – 58,0 à 60,0 % en volume). Ses propriétés mécaniques correspondent à celles des microhybrides [56]. Filtek supreme XT® présenterait, par rapport à ces derniers, une plus faible abrasion et un meilleur état de surface ;
- le Grandio® : ce composite contient à la fois des particules nanométriques et des charges de céramique vitreuse de diamètre plus élevé (plus de 1 µm). En ce sens, il est qualifié de nanohybride ou microhybride nanochargé. Son pourcentage de charge atteint 87 % en poids (71,4 % en volume). Cette teneur très élevée lui confère des propriétés mécaniques supérieures aux composites microhybrides [56]. Les nanoparticules sont obtenues par le procédé sol-gel à partir de SiO₂. Leur taille est de 20 à 60 nm. La réduction de la matrice organique permet également une limitation de la rétraction de prise ;
- l'Admira®. Ce matériau est basé sur la technologie ORMOCER®. Il présente certains intérêts, notamment une plus faible cytotoxicité et une plus faible solubilité dans l'eau. Il a également un potentiel de réduction de la rétraction de prise, mais qui n'a pas été clairement confirmé. Cependant, ses propriétés mécaniques sont en dessous de celles des microhybrides. Des matériaux expérimentaux récemment testés sont assez prometteurs pour pallier ces inconvénients, notamment via un contenu plus élevé en charges ;
- le CeramX Mono + et Duo®. Ces composites comprennent des macrocharges de verre conventionnel (1 µm) ainsi que des nanoparticules organiquement modifiées (hybride organominéral type ORMOCER®) et des nanocharges (10 nm) déjà utilisées dans l'adhésif Prime & bond NT®. Ces matériaux sont donc également des microhybrides nanochargés, combinés à la technologie ORMOCER® ;
- composites microhybrides nanochargés combinant microcharges, nanoparticules, inorganiques et prépolymères. Exemples :
 - Premise® combinant prépolymère (30–50 µm), verre de Baryum (0,4 µm) et nanoparticules (20 nm) ;
 - Tetric EvoCeram® constitué de macrocharges de prépolymère contenant du fluorure d'ytterbium, de microcharges de céramique (0,4 et 0,7 mm), de charges d'oxyde métallique (0,1 µm) et de nanocharges (10 à 70 nm) ;
- le N'Durance®, contenant environ 80 % en poids (65 % en volume) de fluorure d'ytterbium silanisé (40 nm), de verre de baryosilicate silanisé (500 nm) et de nanocharges de silice (10 nm). Ce matériau contient également environ 19 % en poids de bis-GMA éthoxylé, d'UDMA et d'un nouveau dimère d'acide dicarbamate diméthacrylate. Ce matériau semble présenter des propriétés intéressantes, notamment au niveau de son contenu élevé en charges et de sa rétraction de prise. Cependant, peu d'études sont disponibles actuellement.

Les considérations théoriques sont confirmées par les bons résultats des tests *in vitro* et des premières études cliniques.

Traitement des particules : silanisation

Un composant essentiel des résines composites est l'agent de couplage entre les charges et la phase organique.

Des organosilanes, tels le mercaptopropyl-triméthoxysilane, sont généralement utilisés. En présence d'eau, les groupes méthoxy ($-\text{OCH}_3$) sont hydrolysés en silanol ($-\text{SiOH}-$) qui peuvent se lier à d'autres silanols à la surface des charges par formation d'une liaison siloxane ($-\text{Si}-\text{O}-\text{Si}$). Le groupe méthacrylique situé à l'autre extrémité de l'organosilane peut former une liaison covalente avec la résine du composite lors de la polymérisation, assurant ainsi l'union entre la phase organique et la phase chargée.

C'est notamment parce que la liaison entre la matrice et la charge était inadéquate que les premières résines chargées furent totalement insatisfaisantes. Les propriétés d'un composite augmentent en effet considérablement lorsque l'affinité de la charge pour la matrice résineuse augmente. L'adhésion entre la résine et la charge facilite le transfert des contraintes entre ces deux composants et limite la perte des particules à la surface de la restauration. La silanisation donc non seulement augmente les propriétés mécaniques du composite, mais permet également de réduire la perte des particules due à la pénétration de l'eau entre la résine et les charges.

Le procédé de silanisation n'est pas chose aisée, notamment pour les charges de petit diamètre. En effet, comme évoqué précédemment, leur importante énergie de surface favorise leur agrégation, ce qui rend difficile à la fois leur silanisation et leur dispersion ultérieure dans la résine. Grâce aux méthodes apportées par la nanotechnologie, il est possible actuellement de créer directement soit des charges organominérales (type ORMOCER®), soit des charges silanisées en un temps de synthèse. Cela peut par exemple permettre d'ajouter à leur surface une charge négative, entraînant la répulsion des particules, et prévenir ainsi leur agrégation.

Propriétés

Valeurs de référence

Une seule propriété ne suffit pas pour s'assurer des performances d'un matériau, plusieurs propriétés doivent idéalement être étudiées. Il n'y a pas de relation claire entre les performances cliniques et une propriété physique déterminée. Cependant, la plupart des chercheurs considèrent qu'un composite ayant des performances mécaniques élevées résiste mieux aux contraintes occlusales intraorales.

Un matériau destiné à remplacer une perte tissulaire dentaire doit avoir des propriétés identiques ou se rapprochant le plus possible de la substance à remplacer [57]. Pour Ford [46], les propriétés physiques des tissus dentaires constituent le standard dont les matériaux de restauration doivent se rapprocher.

Il est inutile de chercher à dépasser largement une des caractéristiques des tissus dentaires puisque des différences de comportement du matériau par rapport à la dentine ou à l'émail risquent de créer des difficultés. Selon les cas, nous choisirons plutôt de nous rapprocher des propriétés de l'émail ou de la dentine. Il faut également remarquer que les valeurs tirées de la littérature, même concernant les tissus dentaires, sont disparates.

Propriétés et composition des composites

Les propriétés physiques et mécaniques des matériaux composites sont la résultante des propriétés des deux phases : organique et chargée. La phase organique continue, servant de liant, a en général tendance à diminuer la valeur des propriétés du matériau. L'augmentation du pourcentage de résine accroît le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise,

l'absorption d'eau et la solubilité. Elle diminue également la résistance mécanique à l'abrasion, à la compression et à la traction. Il y a donc intérêt à augmenter le taux de charge par rapport à la phase organique, mais il est évident que la phase résineuse doit entourer chacune des particules pour former un réseau emprisonnant toute la charge. La forme et la distribution de tailles des charges vont également influencer la quantité maximale de charges qui peut être incorporée dans la résine.

Aujourd'hui, il est clairement établi que le pourcentage de charges (en poids ou en volume) conditionne les propriétés physiques et mécaniques d'un composite [58-60].

Plus les composites sont chargés, plus leurs propriétés sont favorables. Puisque le pourcentage de charges varie considérablement d'un matériau à l'autre, et d'une catégorie à l'autre, il est logique d'observer des différences importantes des propriétés mécaniques des composites [61].

Il faut remarquer que si la composition du matériau nous donne une première indication sur ses propriétés *in vitro*, la corrélation avec le comportement *in vivo* reste hasardeuse. De plus, l'influence « opérateur » est considérable : le même matériau a des propriétés différentes selon l'utilisateur.

Propriétés physiques

Rétraction de prise

L'inconvénient majeur des composites a été et reste la rétraction de prise. Le développement important des matériaux esthétiques a eu comme objectif déterminant le contrôle de la rétraction de prise. Les conséquences cliniques peuvent en effet être importantes. Elles varient selon la résistance respective des divers « protagonistes » (émail, dentine, composite, adhésif, interface émail-adhésif, interface dentine-adhésif, interface adhésif-composite). Globalement, la rétraction de prise peut occasionner l'apparition soit de contraintes dans les tissus dentaires résiduels si l'adhésion résiste, soit d'un hiatus péri-phérique par échec de l'adhésion.

Dans le premier cas, les tensions transmises aux tissus dentaires peuvent entraîner des flexions des cuspidés, des fragilisations ou même des ruptures de l'émail. En même temps, des douleurs postopératoires peuvent survenir. À noter également que des contraintes internes au matériau peuvent favoriser la rupture (partielle ou complète) de la liaison résine-particules et l'apparition de fractures cohésives.

Dans le second cas, si un hiatus se forme par « déchirure » plus ou moins étendue et profonde au niveau du joint, les fluides buccaux peuvent y percoler. Les risques à terme sont l'apparition de dyscolorations, de réactions inflammatoires pulpaires, de récurrences de caries, menant finalement à l'échec de la restauration.

La rétraction de prise des composites dépend du volume de résine qu'elles contiennent, de la composition chimique de la matrice organique et de son taux de conversion. La rétraction des composites méthacrylés varie d'environ 1,5 % à 5 % en volume durant la polymérisation.

Effet du type de résine. La rétraction de prise est proportionnelle au nombre de liaisons converties dans un volume donné. Elle est donc d'autant plus importante que les molécules de monomère sont petites, et donc que les liaisons sont nombreuses (chaque molécule de monomère présente deux groupes fonctionnels identiques). Ainsi, des monomères de poids moléculaire élevé, comme le bis-GMA ou l'UDMA, ont été introduits dans les résines dentaires, car ils génèrent une plus faible rétraction volumétrique que les petites molécules telles que le méthacrylate de méthyle. Cependant, ces molécules de haut poids moléculaire sont très visqueuses. Cela rend l'utilisation peu aisée, et cela limite la quantité de charges qui peuvent être incorporées. Il est donc nécessaire de mélanger à ces grosses molécules des monomères diluants (TEGDMA) de tailles plus petites qui vont, de ce fait, réduire l'effet bénéfique du bis-GMA sur la rétraction de prise.

L'utilisation d'un autre type de monomères, de poids moléculaire encore plus élevé, semble prometteuse ; c'est le cas des monomères hyperbranchés ^[62] (polyols Boltron hyperbranchés) et des méthacrylates à embranchement dendritique ^[63], car ces monomères présentent peu de doubles liaisons à convertir par rapport à leur volume global important ^[64].

Depuis plusieurs années, les chercheurs tentent de développer des monomères polymérisant sans rétraction de prise. Récemment, des monomères d'une technologie totalement différente ont été introduits en dentisterie. Il ne s'agit plus de monomères diméthacrylates comme les composites utilisés jusqu'ici, mais de molécules appelées « siloranes ». Elles sont constituées de molécules d'oxiranes greffées sur un squelette de siloxanes. Ces molécules ont la particularité de polymériser par ouverture de cycle, et donc de compenser partiellement la rétraction de prise liée à la polymérisation. Les valeurs de contraction mesurée sont de l'ordre de 1 %. De plus, une plus faible absorption d'eau et une plus faible solubilité ont été également mises en évidence. Ces premiers résultats doivent bien sûr être confirmés, notamment par des études in vivo, mais ces matériaux semblent extrêmement prometteurs, d'autant que leurs propriétés mécaniques semblent relativement bonnes, en tout cas comparables à certains composites microhybrides (diméthacrylés). À noter que ces matériaux nécessitent l'utilisation d'un système adhésif propre.

Effets des charges. Comme précisé juste avant, la rétraction de prise est proportionnelle au nombre de liaisons, donc également à la proportion de résine. Une augmentation du pourcentage de charges entraîne donc une diminution de la rétraction finale. Malheureusement, il existe des limites à l'incorporation des charges. En effet, il faut un minimum de résine pour assurer la cohésion des différentes charges entre elles. Mais aussi et surtout, l'augmentation des charges augmente la viscosité et rend le matériau plus difficile à manipuler. Par conséquent, les composites hybrides hautement chargés ne présentent pas nécessairement de valeur de rétraction de prise plus favorable car leur contenu en charges élevé doit être compensé par des monomères diluants de type TEGDMA ou EGDMA, augmentant de nouveau la rétraction de prise. Cependant, il est vrai que l'introduction des nanoparticules a permis d'augmenter le contenu en charges dans une certaine mesure sans pour autant poser des problèmes de viscosité. À titre d'exemple, le Grandio Flow[®], qui est un composite fluide, comprend autant de charges (en poids) que certains composites microhybrides ^[56].

Effet du volume de matériau polymérisé. La rétraction de prise étant proportionnelle au volume initial de matériau, l'hiatus est plus étroit si la quantité polymérisée en une seule fois est plus faible. En conséquence, il est indispensable d'utiliser une technique d'obturation par apport de petites quantités de composite (technique par stratification ou par incréments). Cette technique est possible avec les matériaux ayant un temps de polymérisation de courte durée comme les composites photopolymérisables.

En outre, les inlays en composite ou en céramique (technique de restauration indirecte) permettent de diminuer drastiquement le volume de matériau à polymériser. L'inlay peut être assimilé à une mégacharge, parfaitement adaptée au volume de la cavité et ne laissant qu'une très fine couche de résine (adhésif) entre la dent et l'obturation. La rétraction de prise est donc minimale.

Effet de la forme de cavité. Le facteur C (C pour *configuration factor*) est un paramètre clinique important qui modifie l'intensité des contraintes générées par la rétraction de polymérisation ^[65]. Le facteur C représente le rapport du nombre de surfaces collées par rapport au nombre de surfaces non collées ou libres dans une cavité. Plus il est élevé, plus le potentiel de rupture adhésive due aux forces exercées par la rétraction de prise est élevé ^[66]. Une cavité de classe I avec cinq surfaces collées représente un risque plus élevé de stress interne qu'une classe IV qui n'a qu'une surface collée. Afin de réduire ce stress,

il est conseillé d'obturer la cavité en utilisant une technique de stratification permettant de maintenir le facteur C aussi bas que possible, c'est-à-dire de limiter autant que possible le nombre de parois collées par couche.

Effet du mode de polymérisation. La chémo-polymérisation provoque des rétractions de prise de valeurs similaires ou supérieures à la photopolymérisation, car le contenu en charges des matériaux est plus faible. Comme explicité précédemment, on attribuait auparavant aux composites chémo-polymérisables l'avantage d'une polymérisation douce et homogène. À l'inverse, dans le cas des composites photopolymérisables, la polymérisation était décrite comme hétérogène (appel du matériau vers la source lumineuse) et brutale. Ces deux éléments doivent être reconsidérés.

Orientation des vecteurs de prise. Depuis 1998, il a été démontré qu'il n'y a pas de « migration » du matériau vers la source lumineuse ^[45], mais que la direction de contraction est plutôt dépendante de la forme de la cavité et de la qualité du collage.

Cinétique. Dans un composite photopolymérisable, la réaction est extrêmement rapide, contrairement à un composite chémo-polymérisable où le matériau reste fluide plus longtemps. Malgré cela, étant donné tous les éléments décrits précédemment (propriétés mécaniques, esthétiques, etc.), cela ne justifie pas l'abandon du composite photopolymérisable au profit de l'autopolymérisable.

En revanche, concernant le régime de photo-initiation, il faut répéter que certains auteurs vont à l'encontre des trop hautes puissances car les contraintes de rétraction de prise associées pourraient être plus brutales. À nouveau, rappelons qu'il existe des discordances à ce sujet. Alors que certains ^[67, 68] défendent ce principe de « polymérisation en douceur », d'autres ^[43] soutiennent que l'association « haut taux de polymérisation/fortes contraintes » n'est pas clairement établie. En effet, selon eux, le taux de polymérisation n'est qu'un facteur parmi d'autres qui régit le développement des contraintes.

Enfin, dans le but de ralentir la cinétique de prise et de permettre au matériau de fluer dans la cavité, de nouveaux modes de polymérisation ont été proposés : polymérisation progressive ou « *soft-start polymerisation* », croissance linéaire ou exponentielle, etc. Cependant, les études menées sur l'étanchéité marginale utilisant ces différents modes de polymérisation sont contradictoires et rien ne prouve encore la supériorité d'une technique par rapport à l'autre ^[69-71].

De plus, il semble que ces modes génèrent des taux de conversion plus faibles, et le mode continu doit donc toujours être privilégié.

En conclusion, la rétraction de prise reste un problème majeur même si des valeurs de rétraction entre 1 % et 1,5 % sont atteintes pour certains composites. Le praticien doit donc impérativement tenter de minimiser l'impact de ce défaut sur les tissus résiduels et la restauration. Cela se fait principalement par le placement du matériau par petits incréments, et en limitant le nombre de surfaces collées par couche.

Coefficient d'expansion thermique (CET)

Un autre facteur qui intervient dans l'intégrité du joint périphérique est la différence entre le coefficient d'expansion thermique du composite et celui des tissus dentaires qui est environ trois à quatre fois plus petit que celui des composites.

Des contraintes apparaissent au niveau de l'interface dent/restauration lors des changements de température rapides (par exemple consommation de glace, de café).

Le CET doit se situer aux alentours de 10 ppm K⁻¹ puisque le CET de l'émail est de 11,4 et celui de la dentine de 8,3. Les composites les moins chargés ont des CET plus élevés. En effet, les résines ont un CET élevé, proche de 80, et les charges ont un CET inférieur à 10. Le pourcentage de résine étant nettement plus important dans les composites microchargés, ils ont un CET près de deux fois supérieur à celui des composites conventionnels.

Conductivité thermique

La conductivité thermique (aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie) des composites est, quant

à elle, faible (1,09 W/m K), proche de celle de l'émail (0,93 Wm⁻¹K⁻¹) et de la dentine (0,64 Wm⁻¹K⁻¹). Par conséquent, il faut probablement des changements de température prolongés pour que les contraintes puissent être transmises à l'interface.

Absorption d'eau

Absorption d'eau par les composites. Les composites absorbent des quantités significatives d'eau, environ 2 % en poids ou plus, selon le type de matériaux. L'absorption d'eau est un processus progressif prenant plusieurs semaines et même plusieurs mois pour arriver à son stade final. L'absorption d'eau est augmentée dans les composites avec une plus faible concentration en charges (microchargés) puisque l'eau s'infiltré dans le polymère. Un composite avec un faible degré de conversion absorbe également plus d'eau.

Effets de l'absorption d'eau. *Expansion du composite.* L'expansion liée à l'absorption d'eau est parfois considérée comme un avantage puisqu'elle peut, dans une certaine mesure, compenser la rétraction de prise. Cependant, comme cela a été mentionné, celle-ci est progressive. Par conséquent, l'absorption d'eau ne peut empêcher l'arrachement éventuel du joint adhésif dû à la rétraction de prise quasi instantanée. L'expansion progressive peut améliorer l'adaptation marginale de la restauration, mais ne permet pas de récupérer l'ancrage micromécanique s'il a été détruit.

Coloration du composite. Si le composite est capable d'absorber l'eau, il fixe inévitablement les colorants alimentaires (café, thé, vin, etc.) provenant de la cavité buccale, ce qui entraîne des colorations à la surface et dans la masse du composite.

Propriétés optiques

Radio-opacité. *Signification clinique de la radio-opacité.* La radio-opacité des composites est indispensable pour les restaurations de la secteur postérieur. Elle est généralement évaluée par rapport à celle de l'aluminium.

Elle permet de détecter des caries secondaires sous le composite et de vérifier l'adaptation marginale (manque ou excès du composite dans la cavité).

Selon Tveit et Espelid [72], la radio-opacité optimale pour les composites de classe II devrait être légèrement supérieure à celle de l'émail. Certains composites ne respectent pas ce minimum et ne devraient donc pas être utilisés pour des restaurations postérieures.

La radio-opacité des composites est influencée par le pourcentage et le type de charges utilisées, mais il existe des différences entre des composites de même composition [73]. Elle est obtenue par incorporation d'éléments à numéro atomique élevé tel que le baryum qui est l'élément le plus utilisé. D'autres ions sont également utilisés : le strontium, le zirconium, l'yttrium et le lanthane.

Résultats des tests de mesure de la radio-opacité. À l'exception des composites microchargés qui ont une radio-opacité presque nulle, car le SiO₂ n'est pas radio-opaque, la majorité des composites disponibles actuellement sur le marché ont une radio-opacité supérieure à celle de l'émail [74]. Quelques composites microhybrides ont une radio-opacité très élevée qui est due aux types de charges incluses dans leur composition.

Teintes. La réduction du nombre de teintes disponibles dans un système et l'apparition d'une nouvelle terminologie (abandon très souvent du système Vita®) caractérise l'évolution colorimétrique des nouveaux composites. En effet, depuis plusieurs années, certains fabricants avaient multiplié le nombre de teintes afin de réaliser des restaurations d'un niveau esthétique élevé (technique de stratification pour la reconstitution des dents antérieures). Ces composites sont surtout utilisés par des praticiens spécialisés en restaurations esthétiques (composites dits « experts »).

La dentine et l'émail ont des propriétés optiques différentes : la dentine est caractérisée par une opacité élevée, une fluorescence marquée et une variabilité importante de sa saturation liée à l'âge du patient ; à l'inverse, l'émail est translucide, opalescent et très faiblement saturé.

Les différences d'opacité sont obtenues grâce aux différences d'indice de réfraction entre les charges minérales et la matrice ; les différents niveaux de saturation sont obtenus grâce à des concentrations variables en oxydes métalliques.

Les premiers composites commercialisés proposant des niveaux de saturation en deux opacités différentes étaient l'Herculite XRV® et le Brilliant®. Ces systèmes étaient basés sur le teintier Vita® qui propose quatre teintes différentes : A, B, C et D avec différents niveaux de saturation classés de 1 à 4.

Cette approche se heurte aux limites de la perception visuelle et à la discrimination précise de la totalité des teintes par les praticiens (ΔE doit être supérieur à 3,3 ; ΔE est la distance entre deux points dans le repère colorimétrique L*, a*, b*) [75].

Par conséquent, les limites physiologiques de la perception visuelle de ces différences, souvent faibles, entre certaines des 16 couleurs ont conduit à une réduction du nombre de seringues (et/ou compules) proposées, avec les exemples du Synergy Duo-Shade® et plus récemment du Ceram'X® duo et mono+. Chaque système a adopté sa terminologie (très souvent accompagnée de la correspondance « Vita® ») sans standardisation de celle-ci.



Propriétés mécaniques

Les essais mécaniques visent à mesurer les principales propriétés des matériaux soumis à une charge. Ils sont réalisés dans des conditions où l'on reproduit, le mieux possible, les conditions d'emploi du matériau.

Résistance à la compression

Signification clinique de la résistance à la compression. La résistance à la compression d'un matériau est un paramètre fréquemment mentionné, car il est facile à déterminer. Malheureusement, l'interprétation de cette variable sur le plan du comportement clinique est difficile suite à l'existence de différents modes d'échec sous compression. Lorsqu'une compression est exercée sur les deux faces opposées d'un échantillon, on remarque l'apparition de contraintes de cisaillement le long de deux zones coniques près des surfaces d'application et de contraintes de traction le long de l'axe du cylindre. Il est beaucoup plus probable que les restaurations cèdent sous l'effet des forces de traction dues par exemple à l'application de forces générant le fléchissement. En effet, les composites ont une très faible résistance à la traction. Par conséquent, la résistance à la compression est un indicateur peu fiable de la valeur clinique du matériau, car il n'y a pas de relation simple entre la résistance à la compression et à la traction.

Résultats des tests de résistance à la compression. La comparaison des résistances à la compression de divers composites (200 à 400 MPa) et amalgames (300 à 400 MPa) à celles de l'émail (390 MPa) et de la dentine (300 MPa) permet, à première vue, de conclure que ces matériaux ont des valeurs « satisfaisantes ».

Elles sont d'environ :

- 300 MPa (240-350) pour les composites macrochargés ;
- 350 MPa (300-400) pour les microchargés ;
- 400 MPa (350-450) pour les hybrides de viscosité standard.

L'effet bénéfique des charges est particulièrement manifeste pour cette propriété, puisque les résines non chargées ont une résistance à la compression d'environ 80 MPa.

Résistance à la traction

Signification clinique de la résistance à la traction. Puisque les matériaux de restauration se détériorent plus facilement sous les contraintes de traction, il est plus sensé de mesurer leur résistance à la traction que leur résistance à la compression. Malheureusement, la mesure de la résistance à la traction de matériaux fragiles, dont font partie les composites, est extrêmement délicate, ce qui entraîne une grande dispersion des résultats. C'est pourquoi le test classique est, pour les résines composites, remplacé par celui de la compression diamétrale. Celui-ci permet de résoudre certaines difficultés de manipulation liées à la petite taille de l'échantillon et à sa fixation (*gripping*) sur l'appareil de mesure [76]. Le test de compression diamétrale, appelé encore test indirect de traction, renseigne sur

la résistance du matériau aux forces latérales. Cependant, ce test montre également une grande dispersion dans les résultats. Ces matériaux ont une sensibilité élevée aux défauts internes ou aux petites microfractures de surface, impossibles à éliminer. Par conséquent, la résistance à la traction des composites dépend aussi de la qualité de finition de surface.

Résultats des tests de résistance à la traction. À l'exception des composites microchargés et des composites fluides, les composites ont une résistance à la traction (25,5-71,9 MPa) supérieure à celle de l'amalgame (48,0 MPa). On peut remarquer que, dans une même catégorie de composite, il y a de très grandes différences. Il n'est donc pas possible de sélectionner un matériau pour une indication précise en se fondant uniquement sur son appartenance à une classe de composite.

Ténacité ou résistance à la fissuration

Signification clinique de la ténacité. La ténacité (*fracture toughness* : K_{IC}) est une propriété intrinsèque qui traduit la résistance d'un matériau à s'opposer à la propagation des fissures (défauts) [77].

La présence d'une fêlure affecte la résistance à la fracture. Un tel défaut in vivo serait le résultat du phénomène de fatigue qui survient lors de la mastication [78].

Il existe deux manières d'étudier la ténacité : l'échantillon peut être pré-fissuré ou pas. Plusieurs tests sont décrits pour calculer la ténacité : le *Single Edge Notch* (SEN) ou test de flexion trois points ; le *Short Bar Rod test*, test en tension compact et test de double torsion.

Résultats des tests de ténacité. La ténacité des composites macrochargés et surtout celle des microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard sont plus élevées que celle des composites microchargés et/ou fluides.

Module d'Young ou module d'élasticité

Intérêt clinique du module d'élasticité. Le module d'élasticité ou module d'Young caractérise la rigidité d'un matériau : plus il est élevé, plus le matériau est rigide. Le module d'élasticité donne une bonne appréciation du comportement d'un matériau soumis à des contraintes. Il permet d'évaluer à partir de quelle force le matériau sera déformé, d'abord réversiblement puis irréversiblement.

Intérêt d'un module d'Young élevé. Lorsque le matériau est soumis à l'impact direct des forces masticatoires, il est intéressant d'avoir un module d'Young correspondant à celui de la dent et plus particulièrement à celui de la dentine.

Si le module d'Young du matériau est trop faible, le matériau se déformera, exercera des contraintes sur les parois de la cavité risquant de fracturer la dent. Les forces d'occlusion in vivo semblent suffisantes pour provoquer la fracture de fines couches d'émail, notamment au niveau des zones périphériques. L'incidence des fractures est plus importante avec les composites postérieurs microchargés et à petites particules. Cela concorde avec leur plus faible résistance à la fracture et leur plus faible module d'élasticité par rapport aux matériaux fortement chargés avec des particules moyennes [79].

Dans les cavités larges, les composites doivent être rigides pour minimiser la transmission des contraintes induisant la flexion des cuspidés résiduelles des dents.

Intérêt d'un module d'Young faible. Les dents se déforment suite aux contraintes masticatoires qui se concentrent au niveau de la région cervicale. Les composites placés dans les cavités de classe V peuvent être incapables de s'adapter aux forces de flexion s'ils possèdent un module d'élasticité élevé. Cette limitation peut entraîner l'expulsion de la restauration en composite.

Une étude plus récente [80] portant sur la rétention des composites dans les classes V ne montre plus de différence significative entre un composite hybride et un composite microchargé. Ces résultats peuvent être, du moins en partie, attribués à l'amélioration des produits et des techniques adhésives. Cependant, les microchargés conservent l'avantage d'un état de surface très favorable.

À l'heure actuelle, les composites à faible module d'Young comme les microhybrides et les microhybrides nanochargés fluides sont surtout utilisés comme matériau intermédiaire sous des composites postérieurs hautement chargés. Leur viscoélasticité est censée dissiper les contraintes de rétraction du composite chargé.

Résultats des tests de mesure du module d'Young. Des différences importantes de modules d'élasticité sont observées entre les différentes catégories de matériaux ainsi qu'entre les composites d'une même catégorie. Les valeurs les plus élevées sont enregistrées avec les composites microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard hautement chargés. Le module d'élasticité des composites microchargés et/ou de viscosité fluide n'atteint pas la moitié de la valeur de ceux des composites microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard et de certains composites compactables.

Résistance à la fatigue

Intérêt clinique de la fatigue. Dans la cavité buccale, les restaurations sont notamment exposées à des stress cycliques dus à la mastication, cela d'autant plus dans le secteur postérieur. Les contraintes mécaniques cycliques peuvent provoquer des microfêlures. Elles jouent aussi un rôle défavorable dans l'adaptation marginale, notamment au niveau des composites postérieurs possédant des extensions gingivales profondes. L'adhésion au niveau cervical pose un problème dû à l'ouverture du joint cervical pendant l'impact occlusal.

Bien que le mécanisme ne soit pas clairement établi, il est possible que la fatigue de la liaison interfaciale ainsi que le phénomène d'hydrolyse auquel est sujette la couche d'adhésif [81] causent des déformations de cette zone. Les répétitions successives de ces déformations peuvent conduire à des phénomènes de fracture.

Résultats des tests de fatigue. La plupart des études in vitro de fatigue sont des études traditionnelles appliquant des contraintes de manière cyclique. Les contraintes utilisées sont généralement supérieures aux valeurs enregistrées in vivo [82]. Les méthodes utilisées (contraintes, nombre de cycles, conditions environnementales, etc.) sont également différentes d'une étude à l'autre, rendant les résultats difficilement comparables. Néanmoins, il semble que ces tests de fatigue soient indispensables pour tenir compte du comportement global du composite. En effet, certaines propriétés mécaniques (module d'élasticité, dureté, etc.) ne peuvent pas toujours prédire tous les modes d'échec en fatigue des restaurations en composite [83]. De plus, des matériaux présentant une haute résistance initiale ne sont pas forcément les plus résistants en fatigue. Malgré une corrélation hautement significative entre le taux de charges du composite et son module d'élasticité, aucune relation du même ordre ne peut être établie entre le taux de charges et la résistance à la fracture en quatre points ou la limite de flexion en fatigue [84]. En outre, la viscosité du composite ne présente aucune corrélation avec les valeurs enregistrées : certains composites fluides sont plus résistants que d'autres viscosités [84]. Une étude [85] a même montré que les composites microhybrides nanochargés (Ceram X Mono®, Filtek Supreme®, Grandio®, Premise®) ne présentaient pas de résistance plus élevée à la fatigue en flexion que le composite microchargé testé (Heliomolar®).

Dureté

Intérêt clinique de la dureté. La dureté est une propriété mécanique de surface. Elle définit la résistance à la pénétration d'un matériau ou à la déformation permanente par unité de surface.

Les procédés de mesure de la dureté reposent tous sur le même principe : calculer l'enfoncement d'un corps dans le matériau sous l'effet de l'application d'une charge déterminée.

Les systèmes de mesure de la dureté diffèrent par la forme du pénétrateur : un diamant pyramidal asymétrique pour la dureté Knoop (HK), un diamant pyramidal symétrique pour la dureté

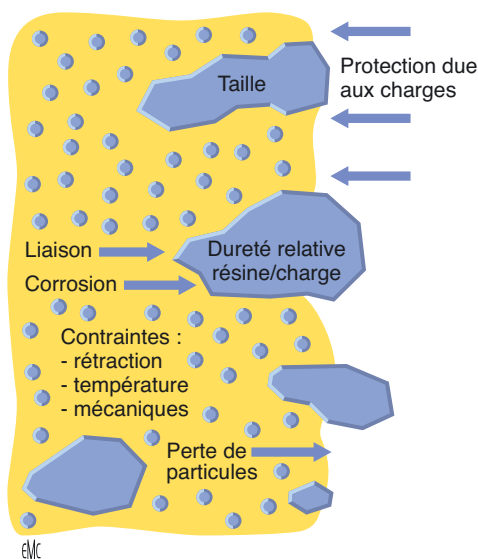


Figure 12. Principaux facteurs intervenant dans l'usure des résines composites.

Vickers (*hardness Vickers* – HV) et une bille en acier pour la dureté Brinell (HB) et Rockwell B (HR) (Rockwell C = cône). La valeur de la dureté est déterminée par la mesure du diamètre de l'empreinte laissée à la surface du matériau.

Elle est en relation avec la facilité de polissage de la surface d'un matériau et sa résistance aux rayures.

Idéalement, le composite devrait avoir une dureté voisine de celle de l'émail (241,8 *Vickers hardness number* [VHN]).

La dureté a surtout été exploitée pour l'évaluation du taux de conversion des composites puisque c'est une technique simple à réaliser. Pour Rueggeberg [86] (1988), le test de dureté serait le meilleur pour évaluer la conversion, alors que pour d'autres [87], une dureté de surface optimale ne signifie pas qu'en profondeur le matériau soit bien polymérisé. Une lampe défectueuse (puissance lumineuse inférieure au seuil) est toujours capable de polymériser la surface du matériau [88].

Résultats des tests de dureté. La dureté Vickers des composites varie considérablement d'un matériau à l'autre. Les composites fluides et microchargés sont les moins durs [89]. Les valeurs les plus élevées sont enregistrées pour les microhybrides et les microhybrides nanochargés de viscosité standard. La dureté de l'émail est nettement supérieure à tous les matériaux composites (268 à 375 VH).

Résistance à l'usure

L'usure a été longtemps considérée comme le point faible des composites postérieurs. Cependant, des progrès importants dans leur composition et dans la technologie des charges ont largement contribué à améliorer la résistance à l'usure, par des charges différentes, plus nombreuses et plus petites. Le facteur essentiel de l'usure dans l'environnement buccal n'a pas été déterminé : de nombreux éléments interviennent (Fig. 12). On constate qu'il n'existe qu'une faible corrélation entre les tests d'usure réalisés *in vitro* et les résultats obtenus *in vivo*. En effet, l'environnement buccal est extrêmement complexe : les liquides buccaux ont une composition variable, le pouvoir abrasif des aliments est très variable, la température varie fréquemment et des forces sont également exercées de manière cyclique durant la mastication, le brossage et éventuellement, le bruxisme. Les études cliniques sont donc, ici aussi, indispensables. Dans la revue des études cliniques de Manhart et al., l'usure apparaît toujours parmi les principales causes d'échec [9, 90].

Lambrechts et al. [91] ont distingué différentes zones d'usure :

- l'usure des zones occlusales sans contact (*contact free occlusal area* – CFOA) est due à la friction des aliments, des dentifrices et aux poils des brosses à dent ;
- l'usure des zones fonctionnelles de contact (*functional occlusal contact area* – FOCA) est due aux mouvements de glissement lors des contacts dentaires directs pendant la mastication ;

- l'usure de la zone de contact proximal (*proximal contact area* – PCA) est due aux légers mouvements des dents permis par le ligament parodontal.

La résistance à l'usure a été évaluée de manière étendue dans des études cliniques longitudinales. On admet qu'une usure de 40 à 50 μm par an est acceptable (normes ADA). Au niveau des molaires, l'usure de l'émail est estimée à 50 μm par an ; au niveau des prémolaires, à 30 $\mu\text{m}/\text{an}$ [92].

Les études cliniques ont montré que pour les restaurations de petite et moyenne étendues, la vitesse de l'usure occlusale a tendance à diminuer au cours du temps avec une valeur d'usure totale d'environ 250 μm après 5 ans [92].

Lors du phénomène d'usure, les parois occlusales de la restauration tendent à abriter progressivement le composite. La vitesse d'usure diminue avec le temps, se stabilisant après 3 à 5 ans dans la plupart des systèmes composites. Il faut cependant se rappeler que ces données ont été observées pour des cavités conservatrices dont la plupart étaient sans contact occlusal direct sur la restauration.

« **Contact free area** » (CFA). Au niveau de la zone marginale, l'usure par abrasion des composites postérieurs est d'environ 10-20 $\mu\text{m}/\text{an}$. Elle est parfois inférieure à 5 μm pour les matériaux plus récents [93].

« **Occlusal contact area** » (OCA). Des études cliniques [91] ont montré que l'attrition ou usure dans les zones de contact des composites postérieurs peut excéder de trois à cinq fois celle des aires sans contact, cela signifie une perte significative de la hauteur verticale sur une courte période de 2 à 3 ans.

En résumé, l'usure est plus élevée au niveau molaire que prémolaire, dans les grandes cavités que dans les petites, dans les zones avec contacts occlusaux que sans, en couche mince (biseau) qu'en couche épaisse, directement après la pose plutôt qu'après 3 ans.

Effet du type de composite. Les composites dont les particules de charge sont plus petites, tels les microchargés, subissent moins d'abrasion que ceux à macroparticules. Les composites microchargés offrent la meilleure résistance à l'usure dans les cas de restaurations conservatrices où la zone occlusale sans contact est essentiellement concernée. Malheureusement, ils présentent un risque élevé de fracture dans les zones de contacts occlusaux (OCA) suite à des problèmes de fatigue occasionnés par la faible résistance à la déformation (module d'Young), entraînant des microfractures dues à la mauvaise liaison entre le prépolymère (charge organique) et la partie polymérisée *in vivo*.

Actuellement, les composites microhybrides et les microhybrides nanochargés, hautement chargés ont une usure satisfaisante, parfois inférieure à l'émail ($\pm 40 \mu\text{m}/\text{an}$).

Facteurs cliniques modifiant l'usure. Composite. Les meilleures performances sont généralement obtenues avec les composites hybrides hautement chargés (plus de 60 % du poids), à mini (moins de 1 μm) – ou midi (moins de 3 μm) – particules. Les composites qui ont une taille moyenne de particules plus grande (supérieure à 3 μm) ont tendance à avoir une usure par abrasion significativement plus élevée. Cela est dû à la perte des particules plus grandes conduisant à une usure à trois corps et à un transfert plus accentué des contraintes à la matrice de résine via les charges de particules, entraînant la formation de microfractures pendant la mastication. *In vitro*, un composite microhybride nanochargé montre une résistance à l'usure proche de certains microhybrides [94].

Dimensions de la restauration. Les composites sont les matériaux les plus appropriés dans les restaurations « a minima » également appelés « préventives ». Les petites restaurations de sillons sont idéales, car il y a suffisamment d'émail pour obtenir une bonne étanchéité et leur petite taille les mettent à l'abri de l'usure ou des fractures accélérées par les contacts occlusaux directs.

Lorsque la dimension de la restauration augmente (cavité moyenne), l'exposition aux forces occlusales augmente également, ce qui entraîne une accélération de l'usure.

Cependant, dans le cas des grandes restaurations postérieures, la configuration de la cavité change. Le support dentaire et, par

suite, la rétention mécanique diminuent. Les forces de contraction sont plus élevées et peuvent compromettre l'étanchéité des limites marginales. Le contact des dents antagonistes sur la surface du composite sera plus important. Dans ce cas, l'indication de la restauration en composite direct est évaluée par rapport aux avantages de la technique indirecte.

Localisation de la restauration. La position sur l'arcade a une grande influence sur la performance clinique. Les forces de mastication varient considérablement d'une région à l'autre : 89 à 111 N au niveau des incisives et de 400 à 800 N au niveau des molaires [95].

Plus une dent est située postérieurement, plus les forces masticatoires sont élevées et plus grande est la vitesse d'usure du composite. La résistance à la fracture diminue également suite à la fatigue provoquée par les contraintes cycliques de la mastication.

Technique. La phase organique, point faible du matériau, « perd » plus aisément des charges si elle ne possède pas des caractéristiques optimales. Toute négligence dans le processus clinique (polymérisation insuffisante, polissage intempestif) modifie le comportement du composite.

Au cours de la procédure de finition et de polissage des restaurations en composite, de petites fissures superficielles et des défauts marginaux peuvent se créer suite aux vibrations des fraises et des pointes à finir. Les microfractures sont les points de départ de fissures de subsurface et donc d'usure excessive. Ces défauts marginaux sont des sites d'accumulation de colorants et de plaque.

Les microfissures de surface peuvent être scellées par une résine non chargée (*post-bonding*) qui copolymérise avec la matrice du composite.

■ Conclusion

Les composites ont suivi de très nombreuses améliorations au cours de ces dernières années. Les défauts majeurs ont été largement corrigés : l'usure est devenue proche de celle de l'émail, la rétraction de prise est ramenée à 1,5 %, les propriétés mécaniques sont suffisantes. Cependant, les échecs cliniques restent élevés. Une des principales causes est la récurrence de carie qui est en relation avec la rétraction de prise encore trop élevée, le différentiel de coefficient d'expansion thermique, la forte variabilité de l'adhésion dentinaire mettant en évidence le rôle déterminant du praticien.

Cet article a fait l'objet d'une prépublication en ligne : l'année du copyright peut donc être antérieure à celle de la mise à jour à laquelle il est intégré.

■ Références

- [1] Deterre R, Froyer G. *Introduction aux matériaux polymères*. Paris: Lavoisier-Technique et Documentation; 1997.
- [2] Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. Philadelphia: Saunders Elsevier Science; 1996.
- [3] Ruyter IE. Monomer systems and polymerization. In: Vanherle G, Smith DJ, editors. *Posterior composite resin dental*. London: Peter Szulc Publishing Co; 1985. p. 109-35.
- [4] Forss H, Widström E. The post-amalgam era: a selection of materials and their longevity in the primary and young permanent dentitions. *Int J Paediatr Dent* 2003;**13**:158-64.
- [5] Forss H, Widström E. From amalgam to composite: selection of restorative materials and restoration longevity in Finland. *Acta Odontol Scand* 2001;**59**:57-62.
- [6] Haj-Ali R, Walker MP, Williams K. Survey of general dentists regarding posterior restorations, selection criteria, and associated clinical problems. *Gen Dent* 2005;**53**:369-75.
- [7] Hörsted-Bindslev P. Amalgam toxicity-environmental and occupational hazards. *J Dent* 2004;**32**:359-65.
- [8] Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J* 2000;**50**:361-6.
- [9] Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;**29**:481-508.
- [10] Mozner N, Salz U. Recent developments of new components for dental adhesives and composites. *Mater Eng* 2007;**292**:245-71.
- [11] Van Noort R. Resin composites and polyacid-modified resin composites. In: Noort V, editor. *Introduction to dental materials*. St. Louis: CV Mosby; 2002. p. 96-123.
- [12] Rawls HR. Dental Polymers. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*. St Louis: WB Saunders; 2003. p. 143-69.
- [13] Albers HF. Resin polymerization. In: Albers HF, editor. *Tooth-colored restoratives, Principles and techniques*. London: BC Deckers Inc; 2002. p. 81-110.
- [14] Albers HF. Resins. In: Albers HF, editor. *Tooth-coloured restoratives*. London: BC Decker Inc; 2002. p. 111-25.
- [15] Bayne SC, Taylor DF. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, editors. *The art and science of operative dentistry*. St Louis: CV Mosby; 1995. p. 207-87.
- [16] Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 1962;**3066**:112.
- [17] Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;**105**:97-116.
- [18] Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;**11**:333-55.
- [19] Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G. Interfacial layer characterization in dental composite. *J Oral Rehabil* 2003;**30**:74-7.
- [20] Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photoinitiators in visible light-cured dental composite resins. *J Dent Res* 1988;**67**:24-8.
- [21] Kalliyana Krishnan V, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil* 1998;**25**:747-51.
- [22] Yoshida K, Greener EH. Effects of two amine reducing agents on the degree of conversion and physical properties of an unfilled light-cured resin. *Dent Mater* 1993;**9**:246-51.
- [23] Bertolotti RL. Posterior composite technique utilizing directed polymerization shrinkage and a novel matrix. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1991;**3**:53-8.
- [24] Rawls HR, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*. St Louis: WB Saunders; 2003. p. 399-441.
- [25] Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photo-initiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006;**22**:576-84.
- [26] Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with arc curing units. *Dent Mater* 2000;**16**:330-6.
- [27] Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis Jr. JW. Clinical guidelines for photo-curing restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;**126**:1280-21284, 1286.
- [28] Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008;**21**:135-42.
- [29] Hewlett ER. Esthetic restorative materials. In: Crispin BJ, editor. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. Osaka: Quintessence books; 1994. p. 57-70.
- [30] Watts DC, Cash AJ. Analysis of optical transmission for 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent* 1994;**22**:112-7.
- [31] O'Brien WJ. Polymetric restorative materials: composites and sealants. In: O'Brien WJ, editor. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence books; 1997. p. 97-113.
- [32] Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res* 2005;**84**:663-7.
- [33] Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dent Mater* 2009;**25**:514-9.
- [34] Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights. *J Am Dent Assoc* 1994;**125**:992-6.
- [35] Ernst CP, Busemann I, Kern T, Willershausen B. Feldtest zur Lichtemissionsleistung von Polymerisationsgeräten in zahnärztlichen Praxen. *Deutsch Zahnärztl Z* 2006;**61**:466-71.

- [36] Albers HF. Visible light-curing units. In: Albers HF, editor. *Tooth-coloured restoratives*. Santa Rosa: Alto Books; 1996 (p. 5c-1-5c-8).
- [37] Lutz F. State of the art of tooth-colored restoratives. *Oper Dent* 1996; **21**:237-48.
- [38] Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* 1993; **6**:364-70.
- [39] Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000; **12**:320-7.
- [40] Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005; **84**:659-62.
- [41] Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; **103**:322-6.
- [42] Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996; **27**:355-62.
- [43] Koplin C, Jaeger R, Hahn P. A material model for internal stress of dental composites caused by the curing process. *Dent Mater* 2009; **25**: 331-8.
- [44] Koplin C, Jaeger R, Hahn P. Kinetic model for the coupled volumetric and thermal behavior of dental composite. *Dent Mater* 2008; **24**: 1017-24.
- [45] Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998; **77**:1435-45.
- [46] Ford H. Resins. In: Albers HF, editor. *Tooth-colored restoratives. Principles and techniques*. Hamilton: BC Decker Inc; 2002. p. 111-25.
- [47] Bayne SC, Taylor DF. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, editors. *The art and science of operative dentistry*. St Louis: CV Mosby; 1995. p. 207-87.
- [48] Davidson CL. New materials and techniques. In: Wilson NH, Roulet JF, Fuzzi M, editors. *Advances in operative dentistry. Challenge of the future*. Chicago: Quintessence books; 2001. p. 161-72.
- [49] Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; **8**:310-9.
- [50] Heymann HO, Sturdevant JR, Roberson TM, Sockwell CL. Tooth-colored restorations for classes I, II, and VI cavity preparations. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, editors. *The art and science of operative dentistry*. St. Louis: CV Mosby; 1995. p. 586-625.
- [51] Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnol* 2004; **1**:130-56.
- [52] McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*. London: Blackwell publishing; 2008 p. 201.
- [53] Livage J. Les procédés sol-gel. *Verre* 2000; **6**(5).
- [54] Wei Y, Jin D, Xu J, Baran G, Qiu KY. Mechanical properties of interface-free polyacrylate-silica hybrid sol-gel materials for potential dental applications. *Polym Adv Technol* 2001; **12**:361-8.
- [55] Moszner N, Gianasmidis A, Klapdohr S, Fischer UK, Rheinberger V. Sol-gel materials 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxy silane methacrylates and further nano-components. *Dent Mater* 2008; **24**:851-6.
- [56] Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007; **23**:51-9.
- [57] Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 1993; **24**:641-58.
- [58] Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* 1989; **5**:346-9.
- [59] Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990; **17**:487-94.
- [60] Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static modulus of elasticity of resin based materials. *Dent Mater* 2002; **18**:64-71.
- [61] Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil* 2004; **31**:1090-101.
- [62] Wan Q, Schrickler SR, Culbertson BM. Hyperbranched multi-methacrylates: their applications in dental resin systems. *Polym Prepara* 2000; **41**:101-2 155-6.
- [63] Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001; **26**:535-76.
- [64] Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; **22**:359-65.
- [65] Feilzer AJ, DeGee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; **66**: 1636-9.
- [66] Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations. In: *The art and science of operative dentistry*. St Louis: CV Mosby; 2002. p. 479-81.
- [67] Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; **103**:322-6.
- [68] Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996; **27**:355-62.
- [69] Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". *J Dent* 1997; **25**:321-30.
- [70] Luo Y, Lo EC, Wei SH, Tay FR. Comparison of pulse activation vs conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self etch technique. *Dent Mater* 2002; **18**:36-48.
- [71] Uno S, Tanaka T, Natsuzaka A, Abo T. Effect of slow-curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. *Dent Mater* 2003; **19**:147-52.
- [72] Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater* 1986; **2**:159-62.
- [73] Turgut MD, Attar N, Onen A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Oper Dent* 2003; **28**:508-14.
- [74] Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent* 2004; **29**:677-84.
- [75] Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 1987; **3**:246-51.
- [76] Anusavice K. Restorative resins, and mechanical properties. In: *Phillips' Science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders; 1996. p. 49-74 273-86.
- [77] Johnson WW, Dhuru VB, Brantley WA. Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Dent Mater* 1993; **9**:95-8.
- [78] Uctasli S, Harrington E, Wilson HJ. The fracture resistance of dental materials. *J Oral Rehabil* 1995; **22**:877-86.
- [79] Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater* 2008; **24**:932-9.
- [80] Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. *Oper Dent* 2000; **25**:46-50.
- [81] Lehmann N, Debret R, Roméas A, Magloire H, Degrange M, Bleicher F, et al. Self-etching increases matrix metalloproteinase expression in the dentin-pulp complex. *J Dent Res* 2009; **88**:77-82.
- [82] Brunski JB. Biomechanics of oral implants: Future research directions. *J Dent Educ* 1988; **52**:775-87.
- [83] Baudin C, Osorio R, Toledano M, de Aza S. Work of fracture of a composite resin: Fracture-toughening mechanisms. *J Biomed Mater Res A* 2009; **89**:751-8.
- [84] Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; **76**: 114-20.
- [85] Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; **78**:196-203.
- [86] Rueggeberg F, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; **67**: 932-7.
- [87] Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res* 1993; **101**: 62-4.
- [88] Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible light curing units. *Oper Dent* 1994; **19**:47-52.
- [89] Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci* 2006; **14**:188-92.

- [90] Manhart J, Hickel R. Longevity of restorations. In: Wilson NH, Roulet JF, Fuzzi M, editors. *Advances in operative dentistry. Challenges of the future*. Chicago: Quintessence books; 2001. p. 237-304.
- [91] Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989;**68**:1752-4.
- [92] Bayne SC, Taylor DF. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, editors. *The art and science of operative dentistry*. St Louis: CV Mosby; 1995. p. 207-87.
- [93] Leinfelder KF. Posterior composite resins: The materials and their clinical performances. *J Am Dent Assoc* 1995;**126**:663-76.
- [94] Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004;**29**:269-74.
- [95] Anusavice K. Restorative resins, and mechanical properties. In: *Phillips' Science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders; 1996. p. 49-74.

Pour en savoir plus

- Chadwick BL, Dummer PM, Dunstan F, Gilmour AS, Jones RJ, Phillips CJ, et al. *The longevity of dental restorations: A systematic review. National Health Service Centre for reviews and dissemination*. University of New York; 2001.
- Rueggeberg FA. History of dental light-curing unit, status of current LED technology and future developments. Symposium: recent achievements in restorative dentistry, Dentsply. DeTrey, Konstanz, 2004.
- ADA. American Dental Association. *Professional Product Review* 2006;**1**(2).
- Weinmann W, Soglowek W, Bissinger P. Polymerizable and/or settable dental material, e.g. Filling material or cement contain organopolysiloxane particles to allow high overall filler content and give low shrinkage on polymerization. DE 199 04 816 A1. *Espe Dental AG*. 2000

J. Leprince, Aspirant Fonds national de recherche scientifique.

G. Leloup, Professeur.

Centre de recherche, CRIBIO, École de médecine dentaire et de stomatologie, Université catholique de Louvain, 10, avenue Hippocrate, 1200 Bruxelles, Belgique.

J. Vreven, Professeur.

École de médecine dentaire et de stomatologie, Université catholique de Louvain, 10, avenue Hippocrate, 1200 Bruxelles, Belgique.

P. Weiss, Professeur des Universités, praticien hospitalier, directeur du Laboratoire d'ingénierie ostéoarticulaire et dentaire (LIOAD). Unité INSERM, LIOAD UFR d'odontologie de Nantes, 1, place Ricordeau, 44042 Nantes, France.

A. Raskin, Maître de conférences des Universités, praticien hospitalier (anne.raskin@univmed.fr).

Laboratoire Interface matrice extracellulaire biomatériaux (IMEB), UFR d'odontologie de Marseille, Université de la Méditerranée, Aix-Marseille II, 27, boulevard Jean-Moulin, 13355 Marseille, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Leprince J., Leloup G., Vreven J., Weiss P., Raskin A. Polymères et résines composites. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Médecine buccale, 28-210-U-10, 2010.