



HAL
open science

Résines composites en technique directe.

Anne Raskin, N. Lehmann

► **To cite this version:**

Anne Raskin, N. Lehmann. Résines composites en technique directe.: Propriétés, intérêts et indications cliniques. Les Cahiers de prothèse, 2009, 148. hal-03467912

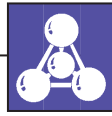
HAL Id: hal-03467912

<https://hal.science/hal-03467912>

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.



Résines composites en technique directe

Propriétés, intérêts et indications cliniques

■ A. Raskin / N. Lehmann ■



Les résines composites ont été développées pour pallier notamment les insuffisances esthétiques de matériaux antérieurs (silicates et résines acryliques). Elles se sont considérablement développées et améliorées depuis leur mise sur le marché dans les années 60. Actuellement, dans de nombreux pays, c'est le matériau de restauration le plus utilisé en technique directe. En odontologie, on appelle une résine composite un matériau constitué d'une matrice organique résineuse (ou phase

organique) et d'un renfort constitué de charges (ou phase chargée).

Outre ses propriétés esthétiques, ce matériau est collé au substrat dentaire par l'intermédiaire d'une résine adhésive et cela a permis le développement d'une dentisterie peu mutilante, respectant les tissus sains.

Un relevé sur Internet a permis de dénombrier plus de 130 résines composites utilisées en technique directe, commercialisées chez plus de 30 fabricants (cf. **tableau** en annexe 1).

Composition et structure

Les trois constituants des résines composites dentaires (en abrégé dans la suite du texte : composite) sont la phase organique, les charges et l'agent de couplage (silane) (**fig. 1**).

Phase organique

La phase organique ou matrice résineuse représente 25 à 50 % du volume (12 à 40 % en poids) du composite. Elle sert de liant et permet l'insertion

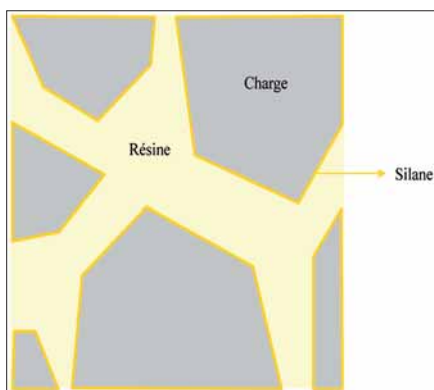


fig. 1 - Représentation schématique d'une résine composite.

du matériau sous forme plastique. Elle comprend la résine, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et les inhibiteurs de prise.

Résine matricielle

La résine matricielle est le composant chimiquement actif du composite [1-5]. Elle est généralement fondée sur la chimie des méthacrylates, plus particulièrement des diméthacrylates (bis-GMA, bis-EMA, uréthane diméthacrylate ou UDMA, etc.), permettant la création de réticulations au sein du polymère.

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 sur le développement de nouveaux monomères (monomères à « ouverture de cycle » (*ring-opening* – ex. siloxane), les monomères hyperbranchés, etc.) et des composants sur mesure pour charger la résine et diminuer la rétraction de prise, maillon faible de la résine composite.

Abaisseurs de viscosité ou diluants

Les monomères de bis-GMA et d'UDMA sont des liquides très visqueux suite à leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de charges est de ce fait impossible et, par conséquent, les propriétés mécaniques sont insuffisantes. Pour

contrebalancer ce problème, des monomères de faible viscosité, connus sous le nom de contrôleurs de viscosité ou diluants, sont ajoutés à la matrice résineuse. Le triéthylène glycol diméthacrylate (TEGDMA) est le diluant le plus utilisé.

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 [6].

Système de polymérisation¹

La polymérisation permet la transformation du composite initialement sous forme pâteuse en matériau d'obturation dur. Deux catégories de composite existent, les composites chimopolymérisables et les composites photopolymérisables.

Les composites chimopolymérisables se présentent sous forme de 2 pâtes, l'une contenant l'activateur (amine tertiaire) et l'autre l'initiateur (le peroxyde de benzoyle, PB).

Pour les composites photopolymérisables, l'activateur est la lumière délivrée par la lampe à photopolymériser (± 468 nm), l'initiateur (amine tertiaire non aromatique) est contenu dans l'unique pâte (conditionnée en seringue et/ou en compule). À cet initiateur, on ajoute un photosensibilisateur pour augmenter la rapidité de la réaction : une dicétone, la camphoroquinone (CQ), est la plus fréquemment utilisée, mais il existe aussi le phényl propane dione (PPD), la lucirine TPO ou l'Irgacure. Ces photosensibilisateurs sont moins jaunes que la CQ et sont, de ce fait, utilisés dans les teintes « *bleach* » des composites. Ils ont des spectres d'absorption différents de la CQ et peuvent ne pas être activés par des sources lumi-

neuses ayant des spectres d'émission plus étroits (certaines LED, arc plasma, laser) que les lampes halogènes. Par conséquent, il existe des incompatibilités de polymérisation avec certains types de lampes.

Additifs – Inhibiteurs de prise

Afin de conserver les composites, on leur ajoute des inhibiteurs de prise. Ils se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres, initiateurs de la polymérisation. Tant qu'il y a de l'inhibiteur, la polymérisation spontanée (à l'abri de la lumière et en dessous de ± 25 °C – conditionnement en seringues ou compules opaques) n'aura pas lieu.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont des dérivés des phénols. Par conséquent, l'utilisation des ciments à base d'eugénol comme fond de cavité est contre-indiquée avec les composites.

Phase chargée

La taille des particules de charge varie entre 0,02 et 50 μm et le pourcentage de charges varie entre 46 et 88 % en poids, ce qui correspond à environ 26 à 75 % en volume. Elles permettent de renforcer et de diminuer la proportion de résine composite.

Taux et tailles des charges

La plupart des propriétés mécaniques sont améliorées par les charges, en particulier au-dessus de 55-60 % en volume. 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. 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.

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

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 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 *midi* (1-10 μm) – et *mini* (0,1-1 μm) particules.

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 a mené à l'utilisation d'une distribution sophistiquée des tailles de particules de charge.

Certains fabricants utilisent des charges « organiques » à base de céramique organiquement modifiée, ce sont des OrMoCers®. Il s'agit de macromonomères composés d'un

noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate. On trouve également des charges organo-organiques (triméthylol propane triméthacrylate).

Les métaux lourds (baryum, aluminium, strontium, etc.) confèrent au matériau un pourcentage de radio-opacité.

Silane

La cohésion des phases organique et chargée est assurée dans la plupart des cas par le processus de silanisation des charges. Les deux organosilanes les plus fréquemment utilisés sont le MPMA (g-méthacryloxypropyltriméthoxysilane) et le APM (g-acryloxypropyltriméthoxysilane). Grâce aux méthodes apportées par la nanotechnologie, il est possible actuellement de créer directement soit des charges organo-minérales (type OrMoCer®) ou des charges silanisées en un temps de synthèse.

Classification des résines composites [7-10]

Les composites ont été classés de différentes manières pour essayer de prendre en compte la diversité des orientations prises par les fabricants. La manière la plus répandue s'appuie sur la taille moyenne des particules du composant le plus important en volume (**fig. 2**). D'autres paramètres doivent également être pris en considération : distribution des charges, viscosité, mode de polymérisation. Enfin, les composites sont également nommés selon leurs indications cliniques.

Selon la taille et le pourcentage de charges

Il existe 3 familles de composites : les macrochargés, les microchargés et les hybrides (**fig. 2 et 3**).

Macrochargés

Les macrochargés ont été les premiers composites commercialisés (années 60). Ils présentent des charges

de 1 à 40 μm (macrocharges de quartz). Ils ont un pourcentage de charges de 78,0 % en poids (64,0 % vol) et sont tous chétopolymérisables. Ils ne représentent plus qu'environ 1 % du marché.

Microchargés

Afin d'améliorer l'esthétique et l'état de surface des composites, les microchargés sont apparus dans les années 70. Ils ont des charges de 0,04 μm (microcharges) de silice et une distribution des autres charges (charges prépolymérisées) de 10 à 50 μm . Le pourcentage moyen de charges est de 57,0 % en poids (44,5 % vol). Ils représentent 9 % du marché.

Hybrides

Les composites hybrides, apparus dans les années 80, représentent la plus grande famille (90 % du marché). Actuellement, trois sous-familles peuvent se distinguer : ceux à « midi » particules qui gardent le nom de « **hybrides** », ceux à « mini » particules sont plus généralement appelés « **microhybrides** » – ce qui peut prêter à confusion avec les microchargés, composés uniquement de microcharges de SiO_2 . Enfin, actuellement, la tendance est à la commercialisation de composites s'appuyant sur la nanotechnologie et contenant, entre autres, des nanoparticules de 2 à 70 nm plus des mini-particules : ce sont les « **microhybrides nanochargés** ».

Selon la viscosité

Trois viscosités sont proposées pour les résines composites : standard, fluide et compactable.

La viscosité standard est la plus fréquente des viscosités utilisées et disponibles sur le marché (**fig. 4**). Jusqu'en 1996, elle était la seule commercialisée.

Fluide

En 1996, les fabricants ont proposé les premiers composites fluides pour

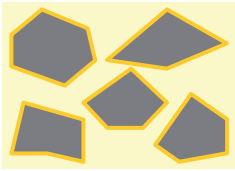
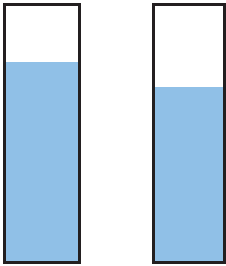
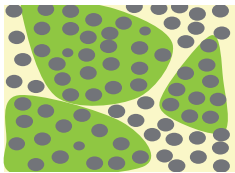
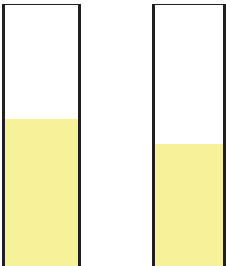
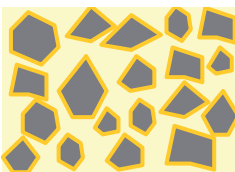
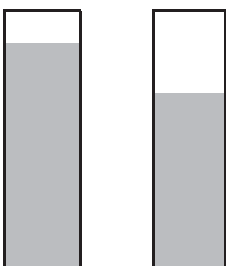

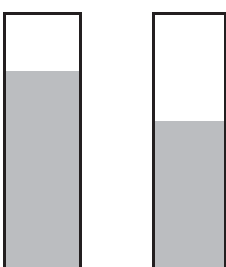

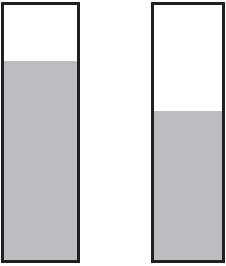
Famille	Pourcentage de charges
<p>Macrochargés</p> 	
<p>Microchargés Hétérogènes</p> 	
<p>Hybrides</p> 	
<p>Microhybrides</p> 	
<p>Microhybrides nanochargés</p> 	

fig. 2 - Structure, pourcentage de charges (poids et volume) et distribution des charges des résines composites de viscosité standard.

des indications cliniques spécifiques (substitut dentinaire, microcavité, etc.).

La fluidité de ces composites facilite leur utilisation dans de nombreuses situations cliniques et leur souplesse (faible module d'élasticité) permet d'obtenir un joint viscoélastique. Cependant, ils présentent une rétraction de prise plus importante que les autres viscosités et de faibles propriétés mécaniques. Les indications comme matériau d'obturation seront 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.

De nombreux produits sont proposés sous l'appellation « composite fluide ». Tous n'ont cependant pas la même fluidité et capacité d'étalement (fig. 5). Certains ont même une fluidité très proche de celle des composites pour restauration. Le praticien devra donc bien choisir son matériau en fonction des propriétés de celui-ci par rapport à l'utilisation qu'il veut en faire.

Compactable

Plusieurs fabricants ont commercialisé (après 1997) des composites censés rejoindre la facilité et la vitesse de manipulation des amalgames. Ces composites sont donc indiqués pour des restaurations dans le secteur postérieur (classes I et II). Ces matériaux ont une viscosité élevée d'où leur appellation de compactables (« condensable » en anglais). La consistance de ces composites a été modifiée par divers procédés : modifications des charges (poreuses pour le Solitaire® de Heraeus Kulzer ; fibres de verre pour Alert™ de Jeneric Pentron). D'autres fabricants ont opté pour des

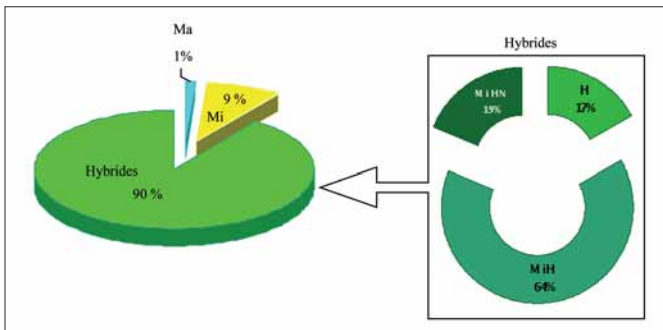


fig. 3 - Part du marché des différentes familles de résines composites.

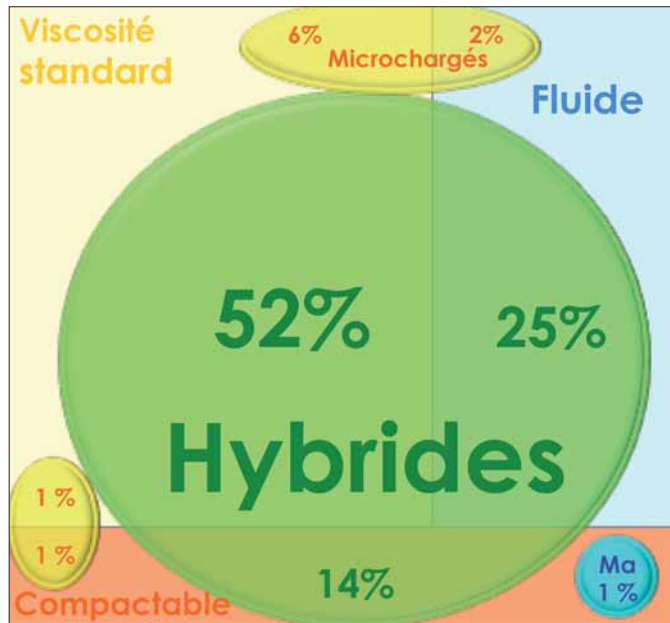


fig. 4 - Part du marché des différentes viscosités des familles de résines composites utilisées en technique directe.

modifications de la matrice organique (Prodigy condensable®, Kerr ; P60®, 3M Espe).

Les qualités annoncées pour ces matériaux ont été rarement confirmées et les propriétés mécaniques, à quelques exceptions près, sont inférieures aux microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard. Cette famille de composites ne

semble plus se développer actuellement.

Selon le mode de polymérisation

Les composites utilisés en technique directe ont un mode de prise essentiellement photopolymérisable, parfois chémpolymérisable et très rarement dual (fig. 6). Ceci est la conséquence des avantages de la photopolymérisation par rapport à la chémpolymérisation.

En effet, les composites chémpolymérisables, même s'ils présentent une cinétique de dissipation des contraintes de rétraction favorable, ont des propriétés inférieures aux composites photopolymérisables : temps de travail limité, temps de prise long, incorporation de bulles d'air limitant la polymérisation et augmentant la rugosité de surface, discolorations fréquentes, taux de conversion réduit, esthétique moins satisfaisante, pourcentage de charges plus faible et donc propriétés mécaniques inférieures.

Malgré cela, les chémpolymérisables ont été et sont encore utilisés, en particulier dans le secteur postérieur. Les arguments sont la possibilité de les placer en masse et de gagner du temps. Cependant, le gain de temps n'est pas flagrant et la technique en masse n'est pas en faveur du facteur C (nombre de parois collées/nombre de parois non collées) ni de la diminution de la rétraction de prise. De plus, on sait actuellement que la rétraction de prise ne se fait pas en direction de la lumière [11] et que, par conséquent, il n'y a pas plus de risque de décollement dans le fond



fig. 5 - Vue de l'affaissement de 0,1 ml de composite dit « fluide » à 22 °C en 1 minute [d'après CRA 2006 ; 10(9)].

NB sur Mode Mode de polymérisation de polymérisation				
Catégorie	Chémo	Dual	Photo	Total
H	3	1	10	14
H			2	2
H-Mi	1		64	65
H-Mi*			2	2
H-MiN			8	8
H-Mi			1	1
H RFV			1	1
H-Mi	1			1
H-Mi			2	2
H-MiN			26	26
MA	1			1
MI			8	8
MIR			2	2
Total	6	1	126	133

116

a été corrigé après mise à jour de Kuraray le 4 mars 2009 : ajout de Majesty Posterior (MHN viscosité M), élimination de posterior 3 (Mi viscosité M), clearil ST (H viscosité M chémo) et photo anterior (MI viscosité M)

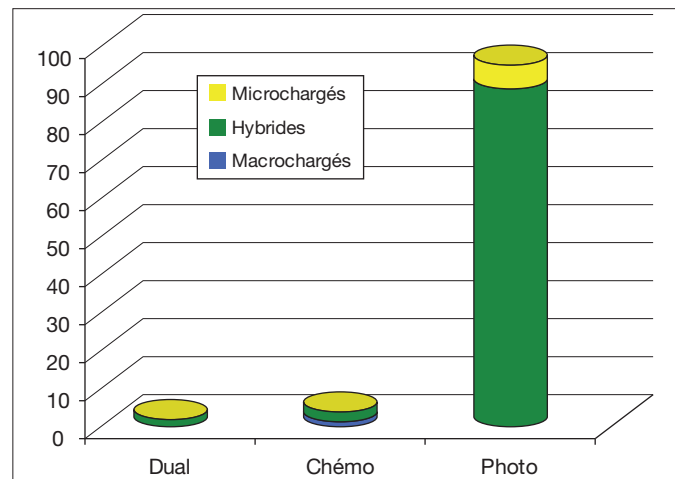
Nb absolu			
	Dual	Chémo	Photo
Macro-chargés		1	0
Hybrides	1	4	117
Micro-chargés		0	8
	1	5	125

131

%			
	Dual	Chémo	Photo
Macro-chargés	0	1	0
Hybrides	1	3	89
Micro-chargés	0	0	6
	1	4	95

100

fig. 6 - Part du marché des différents modes de polymérisation pour chaque famille de résines composites.



de la cavité avec la photopolymérisation. La direction de contraction est surtout dépendante de la forme de la cavité et de la qualité du collage.

Dans les études cliniques, les composites photopolymérisables ont, la plupart du temps, un taux de succès supérieur aux composites chémopolymérisables.

Selon les indications cliniques (tabl. I)

Les composites sont généralement présentés par le fabricant comme étant un composite « antérieur », « postérieur » ou « antéro-postérieur ». Ce choix est lié à la famille et à la viscosité du composite. Ceci sous-entend bien sûr que les propriétés du composite sont différentes

en fonction de ces deux paramètres et que le cahier des charges est différent selon la localisation de la restauration. À cela, il faut ajouter les impératifs biologiques, mécaniques, fonctionnels et esthétiques qui conditionneront le choix du matériau d'obturation.

Cette partie sera développée ci-après (p. II, Intérêts et indications cliniques).

Propriétés

Les propriétés mesurées *in vitro* ne sont pas directement corrélées aux résultats des essais cliniques. Néanmoins, le renouvellement commercial fréquent des composites et la durée des essais cliniques sont tels qu'il est pratiquement impossible d'obtenir des résultats cliniques pendant la commercialisation de ceux-ci. Les propriétés vont donc nous guider pour la sélection de ces matériaux.

Propriétés physiques (tabl. II)

Rétraction de prise

La rétraction de prise des composites est liée à la phase organique et représente le maillon faible de ce matériau. Elle peut entraîner l'apparition de contraintes (qui dépendent aussi de la cinétique de polymérisation) à l'interface du matériau et dans les tissus den-

taires résiduels ou provoquer un hiatus périphérique si l'adhésion du matériau ne résiste pas. Elle dépend de la composition chimique de la matrice organique et de son taux de conversion ainsi que de la fraction volumique des charges. En principe, un pourcentage de charges élevé diminue la rétraction de prise puisque la matrice résineuse est moins importante. Cependant, les composites hybrides ne se rétractent en moyenne pas moins que les composites microchargés. Ceci s'explique par la présence de particules prépolymérisées dans les microchargés qui ne participent pas à la réaction de polymérisation.

Cliniquement, la mise en œuvre du matériau (volume de résine polymérisée faible soit obturation en incréments, facteur C favorable, cinétique de polymérisation) tentera de diminuer au maximum cette rétraction de prise. En ce qui concerne la cinétique de poly-

mérisation, différents modes de polymérisation ont été proposés (« soft-start », croissance linéaire ou exponentielle...), mais les études d'étanchéité réalisées à ce sujet ne montrent pas de supériorité d'une technique sur d'autres [12]. De plus, les taux de conversion pourraient être plus faibles. Par conséquent, actuellement, le mode de polymérisation continu doit toujours être privilégié.

À ce jour, les composites se rétractent de 1,5 à 5 % en volume, les composites fluides étant ceux qui se rétractent le plus.

Coefficient d'expansion thermique et conductivité thermique

Le coefficient d'expansion thermique (CET) des tissus dentaires est 3 à 4 fois inférieur à celui des composites. Les résines ayant un CET élevé, les composites les moins chargés auront donc un CET plus important. Cependant, la

Famille	Macrochargés	Microchargés		Microchargés renforcés		Hybrides		
Viscosité	Standard	Standard	Fluide	Standard	Compactable	Standard	Fluide	Compactable
Indications	Classes I, II	Classes III (IV), V	Classes V, microcavités, substitut dentinaire	Classes III, IV	Secteur postérieur ?	Universel	Classes V, microcavités, substitut dentinaire	Secteurs postérieurs ?

	Viscosité	% charges	RX	Module élasticité	Résistance fracture	Résistance usure	Rétraction de prise	CET	Esthétique
Macrochargés	Standard	++	- ou +	+++	++	+	--	--	+(+)
Mi	Standard	+	-	+	+	+++	---	---	+++
MiH et MiHN	Standard	+++	++(+)	+++	++(+)	+++	--	--	++(+)
	Compactable	++(+)	++	++	++	++(+)	--	--	+
	Fluide	+(+)	++	++	+(+)	++	---	---	++

Pour la rétraction de prise et le coefficient d'expansion thermique (CET), les signes - indiquent un comportement défavorable.

Mi : microchargés ; MiH : microhybrides ; MiHN : microhybrides nanochargés.

conductivité thermique (aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie) des composites est, quant à elle, faible. Par conséquent, les changements de température de la cavité buccale doivent probablement être prolongés pour que les contraintes générées par ceux-ci puissent être transmises à l'interface.

Un fond de cavité éventuellement placé n'aura donc pas d'intérêt en termes d'isolant thermique.

Absorption d'eau

Les composites absorbent de l'eau ($\pm 2\%$ en poids). Cette absorption d'eau est d'autant plus importante que le pourcentage de charges est faible et que le taux de conversion est réduit. Ce processus est progressif et même s'il peut compenser en partie la rétraction de prise du matériau, il n'empêchera pas l'arrachement éventuel du joint adhésif lors de la rétraction de prise qui est, elle, immédiate et ne permettra pas de le récupérer.

Propriétés optiques

- *Radio-opacité*

La radio-opacité est obtenue par les métaux lourds (baryum, strontium, yttrium, etc.) et est généralement évaluée par rapport à l'aluminium. Elle

permet de détecter le matériau radiologiquement, de poser le diagnostic différentiel avec les récidives de caries et de vérifier l'adaptation marginale du composite. Idéalement, la radio-opacité devrait être légèrement supérieure à celle de l'émail [13], surtout pour les restaurations dans le secteur postérieur (importance du dépistage radiologique des récidives de caries) (fig. 7 et 8). Mis à part les composites microchargés (dont les charges à base de SiO_2 ne sont pas radio-opaques), la plupart des composites commercialisés sont radio-opaques [14].

- *Teintes*

La réduction du nombre de teintes disponibles dans un système et l'apparition d'une nouvelle terminologie (abandon très souvent du système Vita®) caractérisent 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 ») (fig. 9).

La dentine et l'émail ont des propriétés optiques différentes : la den-

tine 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® (Kerr) et le Brilliant® (Coltène-Whaledent). Ces systèmes reposaient sur le teintier Vita® qui propose 4 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. DE doit être $> 3,3$. (DE = distance entre deux points dans le repère colorimétrique L^* , a^* , b^*) [15].

Par conséquent, les limites physiologiques de la perception visuelle de ces différences, souvent faibles, entre certaines des 16 couleurs, ont conduit à

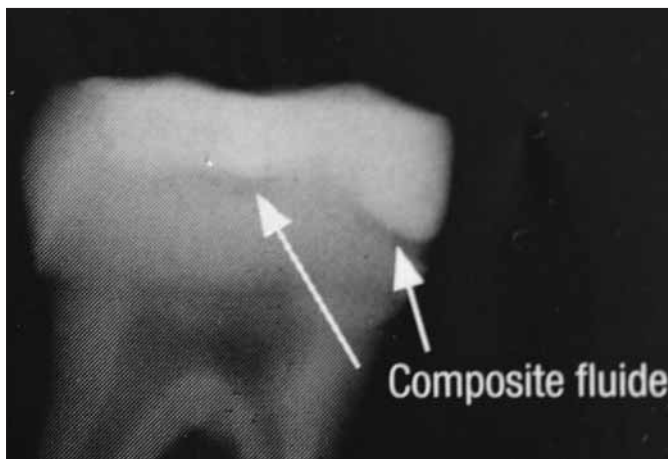


fig. 7 - Un composite fluide radio-clair (par exemple, Renamel Flowable Microfill®, Cosmedent) peut ressembler à des lésions carieuses sur une radiographie [d'après CRA 2006;10(10)].

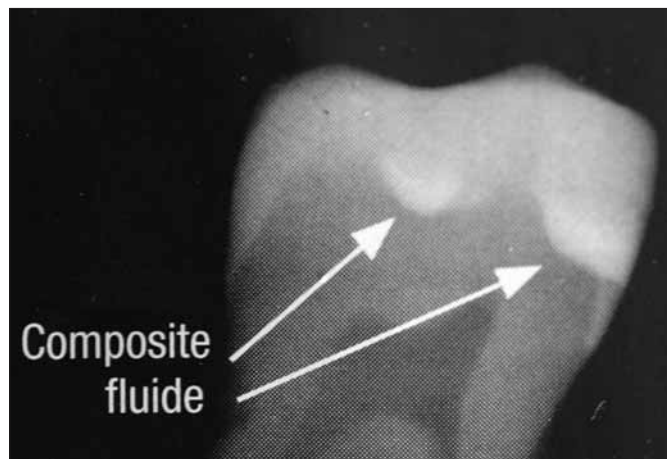


fig. 8 - Un composite fluide radio-opaque (exemple : Virtuoso Flowable®, Denmat) est parfaitement identifié sur une radiographie [d'après CRA 2006;10(10)].

une réduction du nombre de seringues (et/ou compules) proposées, avec les exemples du Synergy Duo-Shade® (Coltène-Whaledent) et plus récemment du Ceram'X® duo et mono+ (Dentsply). Chaque système a adopté sa terminologie (très souvent accompagnée de la correspondance « Vita® ») sans standardisation de celle-ci.

Propriétés mécaniques (tabl. III)

Résistance à la traction

Les composites sont des matériaux fragiles. Par conséquent, les tests de traction sont délicats à réaliser. Ils sont remplacés par des tests de compression diamétrale, appelés aussi tests indirects de traction. Ces tests renseignent sur la résistance du matériau

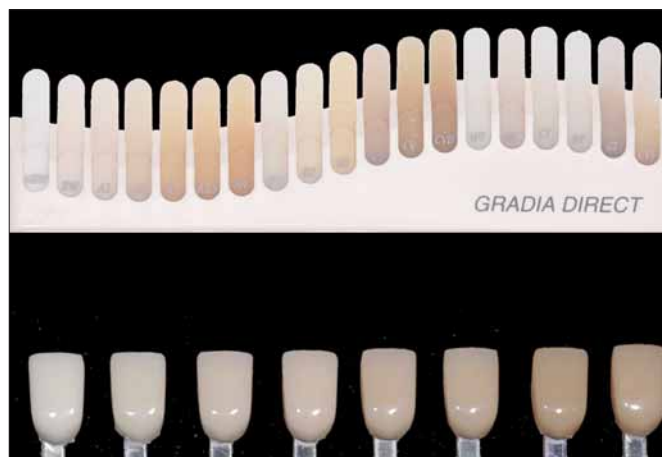


fig. 9 - L'évolution colorimétrique des nouveaux composites s'accompagne très souvent de l'abandon du système Vita®. Ainsi, chaque coffret de composite est accompagné de son teintier spécifique. a – Teintier du composite Gradia Direct®, GC. b – Teintier du composite Miris2®, Coltène-Whaledent.

Tableau III - Propriétés des différentes familles de composites (les moyennes citées dans ce tableau ont été calculées à partir des données obtenues chez les fabricants ou publiées par plusieurs auteurs [16-22]).

Famille	Viscosité	Nb	Module d'élasticité (GPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Dureté (Vickers)	Rétraction de prise
Macrochargé (1)						
Macrochargé	Compactable	1	12,3	109,7	62,3	1,8-2,4
Microchargés (8)						
Microchargés	Standard	4	4,8 (2,3-7,6)	69,5 (48,4-90,0)	31,5 (15,4-54,7)	3,1 (1,8-5,2)
	Fluide	2	4,4	96,0	30,0	ND
Microchargés renforcés	Compactable	1	6,5	125,0	41,5	2,7
	Standard	1	6,0	78,0	35,0	1,9
Hybrides (122)						
Hybrides	Compactable	4	9,7 (2,9-20,6)	103,2 (80,0-117,2)	51,2 (24,2-88,1)	2,7 (1,7-3,6)
	Standard	8	14,5 (9,0-17,7)	148,6 (100,0-204,0)	86,7 (85,0-88,4)	2,3
	Fluide	4	9,1	112,5 (110,0-115,0)	ND	ND
Microhybrides	Compactable	9	10,6 (4,9-20,8)	124,8 (105,5-150,0)	58,7 (37,2-74,0)	2,3 (1,2-3,4)
	Standard	39	9,7 (6,1-13,6)	111,5 (67,6-161,0)	58,4 (32,3-110,6)	2,9 (1,5-4,7)
	Fluide	23	4,4 (1,9-5,9)	88,0 (42,8-114,5)	24,3 (12,1-54,4)	4,0 (2,0-5,0)
Microhybrides nanochargés	Compactable	0				
	Standard	23	9,0 (7,4-10,2)	93,6 (58,0-128,0)	44,6 (25,8-59,9)	2,9 (1,7-4,0)
	Fluide	12	5,5	80,9	28,4	ND

aux forces latérales. Les résultats enregistrés avec ce type de tests sont dispersés parce que les composites ont des défauts internes, des micro-fractures de surface qui diminuent la résistance à la traction.

Les composites ont néanmoins une bonne résistance à la traction (25,5-71,9 MPa), résistance supérieure à celle de l'amalgame (48,0 MPa), à l'exception des composites microchargés et des composites fluides. Cependant, dans une même famille de composites, la diversité des résultats est importante, ce qui rend impossible la sélection d'un matériau pour une indication précise sur la seule base de la famille d'appartenance.

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) [23]. 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 [24].

La ténacité des composites macrochargés et surtout des microhybrides et microhybrides nanochargés de viscosité standard est plus élevée que celle des composites microchargés et/ou fluides.

Module d'élasticité

Le module d'élasticité ou module d'Young caractérise la rigidité d'un matériau soumis à une contrainte. Plus le module d'élasticité est élevé, plus le matériau est rigide et moins il se déformera sous la contrainte. Il joue avec le système adhésif un rôle important dans la prévention de la percolation, des discolorations marginales et des récives de caries.

Lorsque le matériau subit les forces masticatoires, il est intéressant d'avoir un module d'élasticité élevé, se rapprochant de celui de la dent et, en particulier, de la dentine pour éviter la trans-

mission de contraintes aux interfaces (flexion des cuspidés résiduelles). En revanche, un faible module d'élasticité sera recherché pour les restaurations de classe V qui subissent des contraintes en flexion consécutives aux forces masticatoires. Dans ce cas, un module d'élasticité élevé pourrait entraîner l'expulsion de la restauration en composite [25].

À l'exception de quelques composites compactables, tous les composites ont un module d'élasticité inférieur à celui de la dentine (18,5 GPa) et tous ont un module d'élasticité inférieur à l'émail (82,5 GPa). Des différences importantes de modules d'élasticité sont observées entre les différentes familles de composites ainsi qu'entre les composites d'une même famille. 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 (**tabl. II et III**).

Cependant, une étude plus récente [26] sur la rétention de classe V n'a plus montré de différence significative entre un composite hybride et un composite microchargé. On pourrait attribuer ces résultats aux améliorations des produits et des techniques adhésives. Les composites microchargés gardent néanmoins l'avantage d'un meilleur état de surface.

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.

Dureté

La dureté peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation plastique locale, sous charge. C'est une propriété mécanique de surface.

Plusieurs procédés existent, mais ils reposent tous sur le même principe : mesure de la pénétration d'un indenteur à la surface du composite [Vickers (H_v), Knoop (H_k), Brinell (H_B), Rockwell (H_R)].

La dureté reflète la difficulté de finition et de polissage d'un matériau [27] et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion [28]. Elle est aussi exploitée pour mesurer le degré de conversion du composite puisque c'est une technique simple à réaliser [29].

La dureté de l'émail est nettement supérieure à tous les matériaux composites (268 à 375 H_v). La variabilité est importante entre les différents composites même si la dureté est influencée par la phase organique et corrélée au taux de charges. Les composites fluides et microchargés sont les moins durs [30]. Les valeurs les plus élevées sont enregistrées pour les microhybrides et les microhybrides nanochargés de viscosité standard (**tabl. II et III**).

Résistance à la fatigue

Les contraintes buccales sont cycliques. 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 [31] causent des déformations de cette zone [32]. Les répétitions successives de ces déformations peuvent conduire à des phénomènes de fracture.

Certaines propriétés mécaniques (résistance à la traction, module d'élasticité, dureté...) ne peuvent pas toujours prédire tous les modes d'échecs en fatigue des restaurations en composite [33]. De plus, les matériaux pré-

sentant 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 4 points ou la limite de flexion en fatigue [34]. En outre, la viscosité du composite ne présente aucune corrélation avec les valeurs enregistrées : certains composites fluides sont plus résistants que d'autres viscosité²⁴. Une étude [35] a même montré que les composites microhybrides nanochargés (Ceram X Mono de Dentsply ; Filtek™ Supreme de 3M Espe ; Grandio® de Voco ; Premise® de Kerr Hawe) ne présentaient pas de résistance plus élevée à la fatigue en flexion que le composite microchargé testé (Heliomolar® de Ivoclar Vivadent).

Résistance à l'usure

L'usure a longtemps été considérée comme le point faible des composites postérieurs. Depuis le développement des composites hybrides et en particulier des microhybrides et des microhybrides nanochargés, l'usure s'est nettement améliorée (forme, taille et taux de charges). Actuellement, les composites microhybrides et les microhybrides nanochargés, hautement chargés ont une usure satisfaisante, parfois inférieure à l'émail ($\pm 40 \mu\text{m}/\text{an}$). Les composites microchargés ont une bonne résistance à l'abrasion et sont

performants dans les restaurations sans contacts occlusaux.

Cependant, l'environnement buccal est complexe et le(s) facteur(s) principal(aux) de l'usure n'ont pas été déterminé(s). D'ailleurs, il n'y a que peu de corrélation entre les tests *in vitro* et les tests *in vivo*.

Une revue de littérature [36] montre que l'usure est toujours parmi les principales causes d'échecs des restaurations.

Le matériau n'est pas seul en cause, d'une façon générale, plus la restauration est grande, plus il y a de contacts occlusaux et plus elle est située en postérieur, plus importante sera l'usure.

Intérêts et indications cliniques

Les restaurations adhésives en composite constituent des thérapeutiques de choix eu égard à leurs intérêts et indications cliniques.

Intérêts biologiques

Les thérapeutiques adhésives en composite permettent la pratique d'une dentisterie dite « a minima ». En effet, la préservation de la vitalité pulpaire et l'économie des tissus durs de la dent permettent de freiner le cycle des restaurations dentaires favorisant ainsi la conservation plus longue des dents sur l'arcade [37].

Présentation d'un cas

Une patiente de 34 ans présentait d'importantes lésions carieuses sur le

groupe incisivo-canin maxillaire associées à une parodontite et des migrations secondaires des incisives mandibulaires. Après motivation, apprentissage de l'hygiène orale et plusieurs séances de détartrage, il a été nécessaire de supprimer les foyers carieux avant d'entreprendre la correction des migrations secondaires. Nous avons envisagé dans un premier temps de rétablir l'esthétique et la fonction de ces dents par la réalisation de restaurations composites qui, en plus, permettent une économie des tissus durs des dents atteintes (fig. 10 à 14).

Intérêts esthétiques et fonctionnels

Depuis une dizaine d'années, on assiste à une modification des exigences esthétiques de la part des patients. En effet, si la demande esthétique était auparavant dirigée essentiellement vers les dents antérieures, aujourd'hui, cette exigence se porte également sur les dents moins visibles. La face vestibulaire de la première molaire maxillaire et la face occlusale de la première molaire mandibulaire peuvent être visibles chez des patients qui découvrent largement lors du sourire. Une restauration adhésive en composite permet de rétablir parfaitement l'esthétique originelle de l'organe dentaire délabré. L'esthétique originelle est à considérer tant sur le plan colorimétrique que sur le plan morphologique et anatomique. Le rétablissement d'une anatomie originelle correcte permet de rétablir une fonction



fig. 10 - Vue vestibulaire de la situation initiale.



fig. 11 - Vue palatine après mise en place du champ opératoire objectivant l'importance des lésions carieuses.

occlusale correcte : guide antérieur dans le cas des incisives et occlusion stable et équilibrée dans le cas des molaires et prémolaires. Les restaurations adhésives en composite ont donc des intérêts fonctionnels et esthétiques concomitants évidents.

Présentation de cas

- *Premier cas*

Ce cas porte sur une patiente qui a consulté pour des sensibilités au froid en secteur 1. L'examen clinique a mis en évidence une lésion carieuse occluso-mésiale sur 15. Les symp-

tômes pulpaire permettaient d'envisager le maintien de la vitalité pulpaire. Après curetage du tissu carieux, le délabrement coronaire était modéré et les parois résiduelles étaient relativement épaisses. Nous avons envisagé de restaurer cette dent par la réalisa-

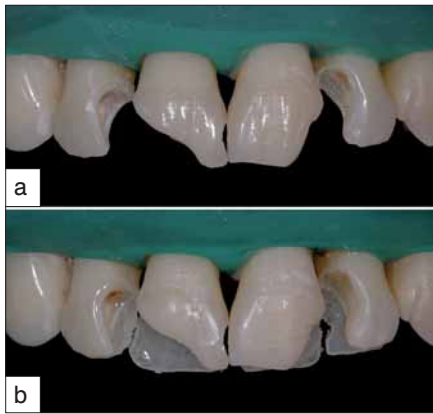


fig. 12 - a - Vue clinique après curetage des lésions carieuses. b - Vue clinique après réalisation de la face palatine des restaurations en composite « email » (teinte WR Miris2®, Coltène-Whaledent).

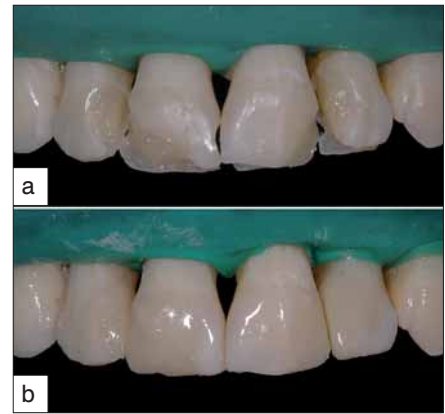


fig. 13 - a - Vue clinique après mise en place de différents apports de composite « dentine » (teinte S3 Miris2®, Coltène-Whaledent). b - Vue clinique après mise en place du dernier apport de composite « email » (teinte WR Miris2®, Coltène-Whaledent).



fig. 14 - Vue après dépose du champ opératoire et polissage des restaurations lorsque la patiente est en OIM.

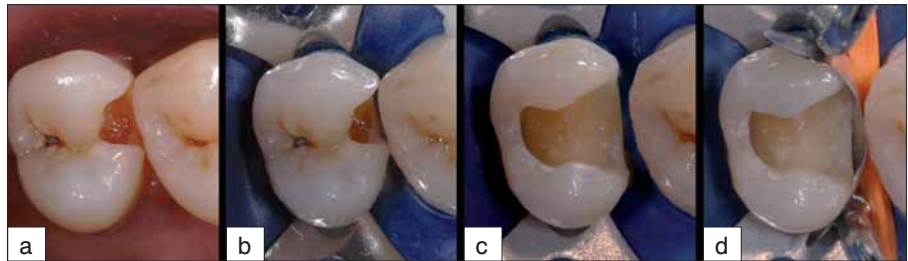


fig. 15 - a - Lésion carieuse occluso-mésiale sur 15. b - Après pratique d'une analgésie, un champ opératoire est mis en place. c - Vue clinique après curetage de la lésion carieuse. d - Pour rétablir convenablement un contact proximal, une matrice associée à un coin de bois interdentaire est mise en place (matrice Palodent®, Dentsply).

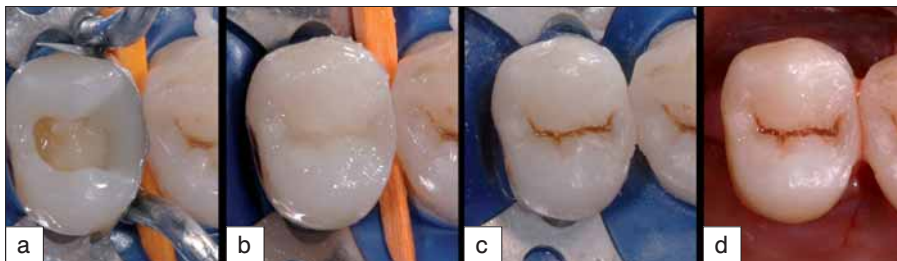


fig. 16 - a - Après préparation des tissus dentaires par l'application d'un système adhésif, la restauration commence par la réalisation de la paroi proximale mésiale (à l'aide du composite WR Miris 2®, Coltène-Whaledent) transformant ainsi la cavité de classe 2 en cavité de classe 1. b - Vue clinique après application des couches de masse dentine (S2 Miris 2®, Coltène-Whaledent) et masse email (WR Miris 2®, Coltène-Whaledent). c - Vue après caractérisation des sillons de la restauration avec l'effet gold (Miris 2®, Coltène-Whaledent). d - Vue clinique finale après dépose du champ opératoire, polissage et contrôle de l'occlusion de la restauration.



fig. 17 - Situation initiale.

tion d'un composite en technique directe. (fig. 15 et 16).

- *Deuxième cas*

Cette patiente, âgée de 24 ans, a consulté pour une doléance esthétique bien légitime au niveau des dents 11 et 21 (fig. 17). La prise en compte



fig. 18 - Une cire de diagnostic est réalisée au niveau de la 11 et 21 sur un moulage en plâtre et une clé palatine en silicone est réalisée directement sur le moulage pour enregistrer la morphologie des faces palatines à restaurer et servir de matrice « sur mesure » lors de la stratification.



fig. 19 - Mise en place du champ opératoire et essayage de la clé en silicone qui doit être positionnée sans interférence. On objective ainsi très facilement les modifications de forme proposées par la cire de diagnostic.

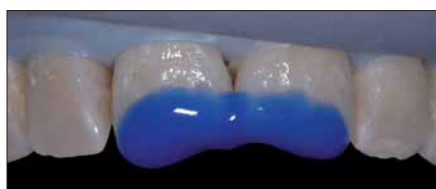


fig. 20 - Traitement à l'acide orthophosphorique de la face vestibulaire.



fig. 21 - Après mise en place du système adhésif, le mur lingual en émail (WR Miris 2®, Coltène Whaledent) est monté grâce à la clé en silicone puis polymérisé.



fig. 22 - Vue clinique des murs linguaux sur 11 et 21.



fig. 23 - Vue clinique après application des couches de masse dentine (S2 Miris 2®, Coltène Whaledent) et masse émail (WR Miris 2®, Coltène Whaledent).

fig. 24 - Vue clinique en OIM, à 5 mois de la fin de la stratification. Le résultat esthétique final peut être apprécié à ce stade compte tenu de la réhydratation des dents adjacentes. On peut observer la répartition des masses dentine et émail et les effets de leur agencement.

à 23). Le résultat clinique est satisfaisant (fig. 24).

Intérêts mécaniques

Les molaires mandibulaires peuvent présenter parfois un angle cuspidien très marqué. Une telle anatomie est considérée « à risque » en termes de résistance biomécanique. De plus, en raison de l'inclinaison linguale de leur couronne, les molaires mandibulaires sont prédisposées aux fractures des cuspidés guides (linguales) sous des contraintes fonctionnelles.

Avec les techniques restauratrices conventionnelles, le risque de fracture mésio-distale des premières prémolaires est en rapport direct avec la présence de concavités cervicales et la profondeur des restaurations [38, 39]. Pour toutes ces raisons, les restaurations adhésives en composite présentent un avantage certain pour les dents fragilisées sur le plan biomécanique [40-42].

Présentation d'un cas

La dent 36 présentait une perte de substance importante consécutive à une fracture coronaire. La perte de substance intéressait les cuspidés linguales de la dent. Une restauration de la dent avec un onlay composite semblait indiquée. En effet, eu égard à la perte de cuspidés, une restauration directe en composite était ici à proscrire, les restaurations directes en composite étant indiquées pour les restaurations intracoronaires de petite et moyenne étendue (fig. 25).



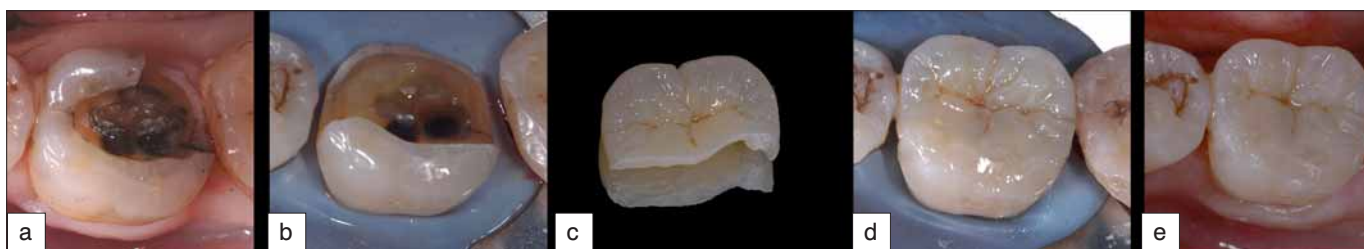


fig. 25 - a – 36 présente une perte de substance importante consécutive à une fracture coronaire. La perte de substance intéresse les cuspides linguales de la dent. La restauration de la dent avec un onlay composite est indiquée. b – Vue de la préparation dentaire. c – Vue de l'onlay en composite (Adoro®, Ivoclar Vivadent). d – Vue après collage de l'onlay. e – Vue après dépose du champ opératoire et réglage de l'occlusion.

Conclusion

L'évolution structurale des composites a surtout été marquée par l'augmentation du pourcentage de charges, la diminution de leur taille, la modification de leur forme, l'amélioration de l'agent de couplage (silane) et l'utilisation de particules de charges moins dures. Depuis plus de 10 ans, la consistance de ces matériaux a également été diversifiée puisque proposée initialement en une seule viscosité « standard », ils existent aussi sous la forme de composites fluides (« flowables ») et de composites compactables (« packables »).

Des composites macrochargés à la « nano »-technologie, en passant par les microhybrides, les résines composites se sont fortement développées.

On peut distinguer actuellement trois familles de résines composites : les macrochargés, les hybrides et les microchargés, les hybrides comportant le plus grand nombre de matériaux. Parmi ceux-ci, on peut distinguer les microhybrides (taille moyenne des particules de charges < 1 µm) et les microhybrides nanochargés (contenant des particules nanométriques).

Les composites hybrides et, en particulier, les microhybrides et les microhybrides nanochargés en viscosité standard conviennent pour toutes les indications cliniques des composites. Les microchargés sont plus indiqués pour les cavités de classe V et cer-

taines indications pourront être remplies par les composites fluides.

Au cabinet dentaire, un composite microhybride (nanochargé ou non) de viscosité standard ainsi qu'un fluide et éventuellement un microchargé de viscosité standard permettent de répondre à toutes les indications cliniques en technique directe. ■

Anne Raskin - MCU PH, DDS, PhD Biomatériaux
UFR d'odontologie de Marseille
Université de la Méditerranée Aix-Marseille II
27, boulevard Jean-Moulin
13355 Marseille Cedex 05

Nicolas Lehmann - DDS, PhD
17, rue Joseph-Le-Brix
42160 Andrezieux-Boutheon

bibliographie

- 1 Van Noort R. Resin composites and polyacid-modified resin composites. In: Van Noort R, ed. Introduction to dental materials. St Louis: Mosby, 2002:96-123.
- 2 Rawls HR. Dental Polymers. In: Anusavice KJ, ed. Phillips's science of dental materials. St Louis: Saunders, 2003:143-169.
- 3 Albers HF. Resin polymerization. In: Albers HF, ed. Tooth-colored restoratives: principles and techniques. Hamilton-London: BC Deckers Inc, 2002:81-110.
- 4 Albers HF. Resins. In: Albers HF, ed. Tooth-colored Restoratives, 9th edition, Hamilton-London: BC Decker Inc, 2002:111-125.
- 5 Bayne SC, Taylor DF. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, eds. The art and science of operative dentistry. 3th edition, St Louis: Mosby 1995:207-287.
- 6 Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11(3):333-355.

7 Rawls HR, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. In: Anusavice KJ, ed. Phillips's science of dental materials. St. Louis: Saunders, 2003:399-441.

8 Davidson CL. New materials and techniques. In: Wilson NHF, Roulet JF, Fuzzi, eds. 2001:161-172.

9 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;8:310-319.

10 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, eds. The art and science of operative dentistry. St. Louis: Mosby, 1995:586-625.

11 Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? J Dent Res 1998;77(6):1435-1445.

12 Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". J Dent 1997;25:321-330.

13 Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. Dent Mater 1986;2:159-162.

14 Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). Oper Dent 2004;29(6):677-684.

15 Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater 1987;3(5):246-251.

16 Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin Ch, Meyer JM. Polymerization shrinkage of ormocer-based dental restorative composites. Eur Cells Mater 2001;1(suppl. 1):25-26.

17 Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J Prosthet Dent 1988;59:297-300.

18 Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent 2002;87:642-649.

- 19 Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000;16(1):33-40.
- 20 Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static modulus of elasticity of resin based materials. *Dent Mater* 2002;18:64-71.
- 21 Sabbagh J, Ryelandt L, Bachérius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehab* 2004;31(11):1090-1101.
- 22 Sabbagh J. Thèse 2004 : résultats non publiés.
- 23 Johnson WW, Dhuru VB, Brantley WA. Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. *Den Mater* 1993;9:95-98.
- 24 Uctasli S, Harrington E, Wilson HJ. The fracture resistance of dental materials. *J Oral Rehabil* 1995;22:877-886.
- 25 Heymann H, Sturdevant J, Bayne S, Wilder A, Sluder T, Brunson D. Examining tooth, flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Ass* 1991;122:41-47.
- 26 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(1):46-50.
- 27 McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. 9^e ed. San Francisco (CA) : Blackwell publishing, 2008:201.
- 28 Van Noort R. *Introduction to dental materials*, 2nd edition. St Louis: Mosby 2002:43-49.
- 29 Turbino M, Vinha D, Centola A, Mia Campos G. Photopolymerised resins: surface hardness variation in relation to time of polymerization and setting. *Braz Dent J* 1992;3(2):87-94.
- 30 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;14:188-192.
- 31 Lehmann N, Debret R, Roméas A, Magloire H, Degrange M, Bleicher F, Sommer P, Seux D. Self-etching increases matrix metalloproteinase expression in the dentin-pulp complex. *J Dent Res* 2009;88(1):77-82.
- 32 Söderholm KJM, Roberts MJ. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res* 1990;69(12):1812-1816.
- 33 Baudin C, Osorio R, Toledano M, de Aza S. Work of fracture of a composite resin: fracture-toughening mechanisms. *J Biomed Mat Res* 2009;89(3):751-758.
- 34 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(1):114-120.
- 35 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(1):196-203.
- 36 Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;481-508.
- 37 Lasfargues JJ, Kaleka R, Louis JJ. Le concept SiSta un nouveau guide thérapeutique en cariologie. *Réal Clin* 2000;11(1):103-122.
- 38 Geursten W. The cracked-tooth syndrome: clinical feature and case reports. *Int J Periodont Res Dent* 1992;23:705-711.
- 39 Khera SC, Carpenter CW, Stanley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent* 1990;64:139-147.
- 40 Lopez LMP, Leitao JGM, Douglas WH. Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quint Int* 1991;22:641-645.
- 41 Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res* 1984;63:1075-1078.
- 42 Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent* 1988;60:560-569.

bibliographie complémentaire

Leprince J, Leloup G, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. *Enc Med Chir* (à paraître en 2010).

RÉSUMÉ Depuis leur mise sur le marché dans les années 60, les résines composites se sont considérablement développées et améliorées. Une résine composite est constituée d'une matrice organique résineuse (phase organique) et d'un renfort constitué de charges (phase chargée). Ce matériau est collé au substrat dentaire par l'intermédiaire d'une résine adhésive, permettant le développement d'une dentisterie *a minima*, respectant les tissus sains.

La phase organique est constituée de résine matricielle, de diluants, du système de polymérisation et d'inhibiteurs de prise. L'évolution structurale des composites a surtout été marquée par l'augmentation du pourcentage de charges, la diminution de leur taille, la modification de leur forme, l'amélioration de l'agent de couplage (silane) et l'utilisation de particules de charges moins dures. La consistance de ces matériaux a également été diversifiée (standard, fluide, compactable).

Des composites macrochargés à la « nano »-technologie, en passant par les microhybrides, les résines composites se sont fortement développées.

On peut distinguer actuellement trois familles de résines composites : les macrochargés, les hybrides et les microchargés, les hybrides comportant le plus grand nombre de matériaux. Parmi ceux-ci, on peut distinguer les microhybrides (taille moyenne des particules de charges < 1 µm) et les microhybrides nanochargés (contenant des particules nanométriques).

Les composites hybrides et, en particulier, les microhybrides et les microhybrides nanochargés en viscosité standard conviennent pour toutes les indications cliniques des composites. Les microchargés seront préférés pour les cavités de classe V et certaines indications pourront être remplies par les composites fluides.

La rétraction de prise, inhérente à la réaction de polymérisation, est le maillon faible de ce type de matériau. Le coefficient d'expansion thermique est plus élevé que pour les tissus dentaires, mais la conductivité thermique est faible, ce qui en fait un matériau relativement isolant. L'absorption d'eau est d'environ 2 %, mais elle ne compense pas la rétraction de prise et, en aucun cas, n'empêche l'éventuel arrachement du joint adhésif lors de la rétraction de prise. Elles sont, la plupart du temps, radio-opaques et les teintes disponibles (composites « experts » ou non) permettent de réaliser des restaurations esthétiques tout à fait satisfaisantes.

D'une manière générale, plus la résine composite est chargée, plus les propriétés mécaniques (résistance à la traction, ténacité, module d'élasticité, dureté, etc.) sont élevées. Cependant, la corrélation avec les modes d'échecs en fatigue n'est pas établie. L'usure reste toujours parmi les principales causes d'échecs de ces restaurations.

Les exigences esthétiques des patients ont augmenté et les résines composites peuvent répondre à celles-ci tout en rétablissant la fonction occlusale. Sur le plan biomécanique, les restaurations adhésives présentent un avantage certain pour les dents fragilisées.

Au cabinet, un composite microhybride (nanochargé ou non) de viscosité standard ainsi qu'un fluide et éventuellement un microchargé de viscosité standard permettent de répondre à toutes les indications cliniques en technique directe.

Mots clés indications cliniques, propriétés, résine composite, technique directe.

SUMMARY Composite resins in direct technique: properties, interest and clinical indications

Since their launch on the market in the 60s, composite resins considerably developed and improved.

A composite resin is constituted by an organic matrix (organic phase) and by a reinforcement constituted by loads (loaded phase). This material is stuck on the dental substratum through an adhesive resin, allowing the development of a minima dentistry, respecting healthy tissues.

The organic phase is constituted by matrix resin, by thinners, by the system of polymerisation and of inhibitors of grip. The structural evolution of composites was especially marked by the increase of the percentage of loads, the decrease of their size, the modification of their shape, the improvement of the agent of coupling (silane) and the use of particles of less hard loads. The consistency of these materials was also diversified (standard, flow, condensable).

From macroloaded composites (macrocharged) to the "nano" technology, by way of microhybrids, composite resins strongly developed.

We can distinguish at present three families of composite resins: macroloads, hybrids and microloads, the hybrids containing most large number of materials. Among these, we can distinguish microhybrids (average size of the particles of loads < 1 μm) and nanoloaded (nanocharged) microhybrids (containing nanometric particles).

The hybrid composites and, in particular, microhybrids and microhybrids nanoloaded (nanocharged) in standard viscosity agree for all the clinical indications of composites. The microloaded will be preferred for the cavities of class V and certain indications can be performed by the flow composites.

The shrinkage of grip, inherent to the reaction of polymerisation is the weak link of this type of material. The coefficient of thermal expansion is more raised than dental tissues but the thermal conductivity is weak, what makes it a relatively insulating material. The water absorption is about 2% but it do not compensates the shrinkage of grip and on no account, does not prevent the possible tearing of the adhesive joint during the shrinkage of grip. They are most of the time radio-opaque and available tints ("expert" composites or not) allow to realize completely satisfactory aesthetic restorations.

Generally speaking, the more the composite resin is loaded with, the more the mechanical properties (traction resistance, tenacity, module of elasticity, hardness etc.) are raised. However, the correlation with the modes of failures in fatigue are not still correlated. The wear always stays among the main causes of failures of these restorations.

The aesthetic requirements of the patients increased and composite resins can answer these while restoring the occlusal function. On the biomechanical plan, the adhesive restorations present certain advantage for the weakened teeth.

In the office, a microhybrid composite (nanoloaded or not) with standard viscosity as well as a flow and possibly a microloaded of standard viscosity allow to answer all the clinical indications in direct technique.

Keywords clinical indications, composite resin, diect technique, properties.

Raskin A, Lehmann N. Résines composites en technique directe : propriétés, intérêts et indications cliniques. Cah Prothèse 2009;148:??.

Annexe 1 - Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants.

Fabricant	Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
3M ESPE	Concise	MA	C	Chémo
	Filtek Flow	H-Mi	F	Photo
	Filtek P60	H-Mi	C	Photo
	Filtek™ Silorane	H-Mi	S	Photo
	Filtek™ Supreme XTE	H-MiN	S	Photo
	Filtek™ Supreme XT fluide	H-MiN	F	Photo
	Filtek™ Z250	H-Mi	S	Photo
	Z100	H-Mi	S	Photo
Alpha Dent	Alpha II AP	H-Mi	S	Photo
	Alpha Flow	H-Mi	S	Photo
	Composite	H	S	Photo
Apol	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
Bisco	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
Cavex	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
Centrix	Versaflo	H-Mi	F	Photo
	Versalite	H-Mi	S	Photo
Coltène-Whaledent	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
Cosmedent	Renamel Flowable Hybrid	H-Mi	F	Photo
	Renamel Flowable Microfill®	MI	F	Photo

Annexe 1 - Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants (suite).

Fabricant	Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Cosmedent	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
DE Healthcare Products	Composite microhybride	H-Mi	S	Photo
DenMat	Virtuoso Flowable®	H-MiN	F	Photo
	Virtuoso Universal®	H-MiN	S	Photo
Dentoria	Flexfil	H-Mi	S	Photo
Dentsply	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
Discus	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
Elsodent	Ecco	H-Mi	S	Photo
	Must	H-MiN	S	Photo
	Must Flow	H-MiN	F	Photo
GC	Gradia® Direct (X)	H-Mi	S	Photo
	Gradia® Direct Flo	H-Mi	F	Photo
	Gradia® Direct LoFlo	H-Mi	F	Photo
Générique International : Morital / Sun Medical	Metafil CX	MI	S	Photo
	Metafil Flo	H	F	Photo
Henry Schein	Natural Elegance	H-Mi	S	Photo
	20/20	H-Mi	S	Photo
	Natural Elegance Flow	H-Mi	F	Photo
Heraeus Kulzer	Charisma	H-Mi	S	Photo
	Charisma F	H-Mi	S	Photo
	Charisma PPF	H-Mi	S	Chémo
	Durafil VS	MI	S	Photo

Annexe 1 - Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants (suite).

Fabricant	Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Heraeus Kulzer	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
Ivoclar-Vivadent	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
Jeneric Pentron	Alert™	H**	C	Photo
	Artiste	H-MiN	S	Photo
	Artiste Flow	H-MiN	F	Photo
	Flow it™	H	F	Photo
	Fusio™	H-Mi	F	Photo
	Simile	H-MiN	S	Photo
Kent Dental	Kentfil Anterior	H	S	Photo
	Kentfil Posterior	H	S	Photo
Kerr Hawe	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
Kuraray	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

Annexe 1 - Liste des résines composites développées par la plupart des fabricants (suite).

Fabricant	Composites	Catégorie	Viscosité	Mode de polymérisation
Micerium	Enamel Plus HFO	H-MiN	S	Photo
	Enamel Plus HFRi	H-MiN	S	Photo
	Enamel Flow	H-MiN	F	Photo
Pulpdent	Flows-Rite	H	F	Photo
R&S	Lumifil	H	S	Photo
	Suprafil	H-Mi	S	Photo
	XOP	H	S	Chémo
Saremco	Saremco microhybrid composite	H-Mi	S	Photo
Septodont	Compofill Ultra Hybride	H-M	S	Photo
	Compolux	H-Mi	S	Chémo
	Compolux Molaire	H-Mi	C	Photo
Shofu	Beautifil II	H-Mi	S	Photo
	Beautifil Flow	H-Mi	F	Photo
Southern Dental Industries	Glacier	H-Mi	S	Photo
	Ice	H-Mi	S	Photo
	Rok	H-Mi	C	Photo
	Wave (3 viscosités)	H-Mi	F	Photo
Tokuyama	Palfique Estelite	H-MiN	S	Photo
	Palfique Estelite LV	H-MiN	F	Photo
Ultradent	Amelogen Plus	H-Mi	S	Photo
	Permaflo	H-Mi	F	Photo
Voco	Admira	H-Mi*	S	Photo
	Admira Flow	H-Mi*	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.

* Ormocer®. ** Renforcé par des fibres de verre.

M : moyenne.

F : fluide.

C : compactable.