

# Les News de la dentisterie conservatrice

Le Filtek Silorane® (3M ESPE) et le Clearfil Majesty Posterior® (KURARAY), deux nouveaux matériaux composites commercialisés en cette fin d'année 2007 : Réelle innovation ou superbe supercherie commerciale ?

Sabine Geerts, chargée de cours ULg

## 1. Introduction

Les composites modernes sont devenus très performants tant sur le plan esthétique qu'au niveau de leurs propriétés physiques et mécaniques. Ils ne sont pourtant pas encore des matériaux d'obturation idéaux. En effet, ils présentent encore, et toujours, des défauts de taille auxquels le clinicien doit, sans cesse, faire face et gérer du mieux qu'il peut : contraction de prise, contraintes générées par la polymérisation, coefficient de dilatation thermique différent de celui de la dent et phénomènes d'hydrolyse (silane, composite, adhésif).

La majorité des résines composites utilisées en dentisterie sont des matériaux méthacrylates, lesquels sont bien connus pour présenter un retrait volumétrique de polymérisation non négligeable, de l'ordre de 2 à 5 %. C'est l'attachement des monomères les uns aux autres qui est responsable de la contraction de prise : au cours de la polymérisation, les monomères méthacrylates se rapprochent et se lient chimiquement les uns aux autres pour former des polymères qui occupent, alors, un espace plus petit.

## 2. Contraction de prise et contraintes de polymérisation des méthacrylates

La contraction de polymérisation est une propriété intrinsèque de la matrice résineuse des composites méthacrylates.

La **contraction de polymérisation** a diverses conséquences cliniques :

- La contraction de prise est responsable de l'apparition de **micro hiatus** aux interfaces dent-matériau ce qui permet des micropercolations et compromet l'intégrité marginale de la restauration.
- Le retrait de polymérisation génère des **contraintes de polymérisation** (stress) sur les parois de la cavité. Ces tensions sont parfois importantes et peuvent alors entraîner des sensibilités post-opératoires (par déformation des tissus dentaires résiduels), l'apparition ou la propagation de fêlures amélares ainsi que des

fractures dentaires et notamment des fractures cuspidiennes (celles-ci sont le résultat d'une déflexion cuspidienne trop importante, laquelle dépend de divers facteurs : taille et configuration de la cavité, propriétés physico-mécaniques du matériau de restauration et de l'adhésif) (Yamazaki et al., 2006).

Les contraintes de polymérisation s'exercent aussi directement sur l'adhésif ce qui, dans certains cas, peut conduire à une perte d'adhérence de la résine adhésive (décollement total ou partiel) au substrat dentaire. Les conséquences peuvent alors compromettre la longévité de la restauration en favorisant les micropercolations bactériennes (ce qui met en péril l'organe pulpaire) et les nanopercollations aux deux interfaces adhésives.

Il va s'en dire que les **contraintes générées par le retrait de polymérisation** sont étroitement liées à la géométrie de la cavité (facteur de configuration). Elles sont aussi en relation avec les propriétés intrinsèques du matériau de restauration, à savoir la force de contraction du matériau, sa vitesse de polymérisation et sa viscoélasticité.

- **Facteur C** (nombre de surfaces collées/nombre de surfaces libres) : plus le facteur C est élevé et plus les contraintes sur les parois cavitaires seront élevées. Aussi, plus le facteur C est important et plus le risque d'apparition d'un hiatus marginal est grand. Ex. : les cavités de classe V ont un facteur C élevé (5 parois collées/1 surface libre).
- **Force de contraction** du matériau : les matériaux qui contiennent une grande quantité de résine méthacrylate sont les matériaux qui se contractent le plus.
- **Vitesse de polymérisation du matériau** : plus le matériau polymérise vite et moins longtemps il peut encaisser une partie des stress en se déformant (la déformation étant permise pendant la phase pré-gel).
- **Viscoélasticité du matériau** : plus le matériau est viscoélastique et mieux il pourra absorber les contraintes de polymérisation en se déformant. Ex. : les composites fluides sont les composites les plus viscoélastiques ; ils sont utilisés en fine couche pour absorber une partie des contraintes générées par le retrait de prise du matériau microhybride servant à la restauration.

### **3. Relation entre le retrait et les contraintes de polymérisation**

La matrice résineuse est responsable du retrait de polymérisation des composites. La contraction de prise est donc fonction de la quantité de résine contenue dans le matériau : **les composites fortement chargés sont les matériaux qui se contractent le moins** (puisque'ils contiennent moins de matrice résineuse). Néanmoins, plus le matériau contient une forte teneur en charges (moins il contient de matrice résineuse) et plus grande est sa rigidité (c'est-à-dire, moins il est viscoélastique). Ainsi, au moment de la polymérisation, les matériaux trop rigides ne peuvent pas (ou peu) se déformer et les forces de contraction

sont alors totalement transmises aux tissus dentaires qui subissent dès lors de plus fortes contraintes, lesquelles sont responsables de leur déformation : **les composites fortement chargés génèrent des contraintes de polymérisation importantes.**

Dans la majorité des cas, il y a une corrélation linéaire entre la contraction de prise d'un matériau composite et les contraintes transmises aux parois cavitaires sur lesquelles il est collé. Ainsi, la plupart des composites méthacrylates commercialisés génèrent des contraintes de la polymérisation qui sont inversement proportionnelles à leur retrait : un matériau ayant une faible contraction de prise induit généralement des contraintes plus importantes ; un matériau ayant une forte contraction de prise induit habituellement des contraintes moins importantes.

Kleverlaan et Feilzer (2005) et de Gee, Kleverlaan et Degrange (2006) ont enregistré les valeurs de la contraction de polymérisation et des contraintes liées au retrait. Ils ont montré que parmi les 30 composites méthacrylates testés :

- 21 des 30 biomatériaux étudiés présentaient une bonne corrélation entre les 2 paramètres ( $r^2 = 0.81$ ): lorsque le retrait est petit, la contrainte est grande et inversement (le retrait variait entre 1.9 % vol et 5.6 % vol ; les contraintes oscillaient entre 20 MPa et 3.3 MPa).
- 9 des 30 biomatériaux testés ne montraient pas de corrélation linéaire retrait-contrainte. Parmi ceux-ci,
  - le composite Els® présente à la fois un faible retrait (2.1 % vol) et une faible contrainte (4.2 MPa) ;
  - les composites Tetric Evo Ceram®, Gradia Direct® et In Ten-S® montrent des retraits (respectivement, 2 % vol, 2.4 % vol et 2.7 % vol) et des taux de contraintes (respectivement, 10.6 MPa, 10.4 MPa et 8.8 MPa) relativement bas par rapport aux autres composites méthacrylates.

Ces données sont intéressantes puisque, dans les préparations cavitaires très rigides (facteur c très élevé), le choix devrait plutôt se porter sur un matériau à faibles contraintes (les parois ne pouvant pas ou peu se déformer) ; dans des cavités où les parois montrent une certaine flexibilité (comme par exemple une large classe II), le praticien optera de préférence pour un matériau à faible retrait afin d'optimiser l'intégrité marginale de la restauration.

Il n'en reste pas moins, qu'idéalement, le composite devrait montrer le plus faible retrait de prise (pour minimiser l'hiatus marginal et réduire les micropercolations) tout en générant aux interfaces dent-matériau les plus basses contraintes (pour préserver voire protéger les tissus résiduels de la dent restaurée).

#### **4. Comment minimiser la contraction de prise des composites**

D'abord, et en accord avec le facteur C, une technique de montage incrémental s'impose : le composite ne doit jamais être collé sur plus de 2 parois à la fois.

Ensuite, chaque incrément ne doit pas excéder 2 mm de profondeur : une plus grande quantité de composite induit forcément un retrait plus important (notons ici, qu'un incrément faisant plus de 2 mm d'épaisseur est moins bien polymérisé ce qui réduit le retrait mais altère les propriétés du matériau).

Finalement, en n'ayant cessé de veiller à améliorer les matériaux mis sur le marché. Depuis longtemps, les recherches scientifiques et les progrès technologiques ont largement contribué à l'amélioration des composites et de leur principal défaut, leur retrait de polymérisation. Ainsi, pour minimiser la contraction de prise des composites méthacrylates, les chercheurs ont, depuis longtemps, imaginé des matrices constituées de monomères (groupes réactifs) ayant des plus grands poids moléculaires (matrice Bis-GMA, TEGDMA et UDMA). Conjointement et jusqu'à aujourd'hui, les fabricants ont mis au point des procédés permettant d'incorporer un plus grand nombre de charges dans ces matrices résineuses (en diminuant le nombre de groupes réactifs par unité de volume, la contraction de prise est ainsi réduite ; de même, en augmentant la quantité de charges, le volume de résine est moins important et par conséquent la contraction de prise est plus faible). Il va s'en dire qu'il y a une limite à l'incorporation de charges dans la matrice (rigidité du matériau) ainsi qu'à l'augmentation du poids moléculaire des monomères (manipulation clinique et propriétés physiques du matériau). Ainsi, pour tenter d'améliorer les composites d'un de leurs principaux défauts (contraction de prise), il fallait mettre au point de nouvelles procédures (technologiques/chimiques) de fabrication, lesquelles assureraient la mise sur le marché d'un matériau d'obturation postérieur performant et fiable.

- La firme Kuraray, ayant continué ses recherches dans la voie des composites méthacrylates, a réussi à mettre au point un nouveau procédé technologique permettant d'incorporer plus de charges (92 % en poids ; 82 % en volume) que ce qui était permis jusqu'à présent. Ceci a pour conséquence directe de minimiser le retrait de polymérisation de ce nouveau composite commercialisé sous le nom de **Clearfil Majesty Posterior**®.

- Très récemment, et toujours dans l'optique de minimiser le retrait de polymérisation et les contraintes générées par celle-ci, d'autres matériaux que les méthacrylates ont été étudiés. Parmi ceux-ci, les siloranes® (les siloranes® combinent par une réaction de synthèse des molécules de siloxanes et d'oxiranes, d'où leur nom qui indique leur caractère hybride) qui sont en fait chimiquement différents des méthacrylates : d'une part, les siloranes mettent en scène une matrice de résine époxy ; d'autre part, les monomères de siloranes se présentent sous la forme de molécules en anneaux qui s'ouvrent au cours de la polymérisation. Ce nouveau composite postérieur a été mis sur le marché par la firme 3M Espe sous le générique de **Filtek Silorane**®.

## 5. Comment réduire les phénomènes d'hydrolyse ?

### Hydrolyse des adhésifs

L'hydrolyse enzymatique au niveau de la couche hybride est essentiellement médiée par des enzymes intrinsèques (les métalloprotéinases de la dentine). Pour réduire ou retarder cette hydrolyse, il existe des moyens faciles à mettre en œuvre par le praticien éclairé : utiliser le désinfectant cavitaire le plus approprié ; choisir son adhésif en connaissance de cause.

D'une part, il est préconisé d'utiliser comme désinfectant cavitaire une solution de **digluconate de chlorhexidine à 2 %**. Cet agent est non seulement un désinfectant à large spectre (ce qui est une nécessité lorsque des adhésifs automordançants sont utilisés puisqu'ils laissent en place une partie de la boue dentinaire) mais aussi et surtout un puissant inhibiteur de l'expression des métalloprotéinases (il inhibe l'activation des pro-enzymes). A l'heure actuelle, il reste à savoir quelle est la durée de son effet inhibiteur : il peut donc, tout au plus, être avancé que la chlorhexidine retarde l'hydrolyse enzymatique de tous les adhésifs (que ce soit les MR ou les SAM) en inhibant, pendant un certain temps, l'activation des métalloprotéinases dentinaires.

D'autre part, de nombreuses études ont montré que : (1) les **adhésifs de type MR** subissaient une hydrolyse plus tardive que les adhésifs de type SAM. Aussi, il semblerait que les MR III soient moins sensibles à cette hydrolyse enzymatique que les MR II ; (2) parmi tous les adhésifs, ce sont les SAM I qui se dégradent le plus précocement.

### Hydrolyse du composite et du silane

Il n'y a pas de réel conseil qui puisse être prodigué en la matière et il faut donc s'en remettre entre les mains des fabricants. A l'heure d'aujourd'hui, il semble que les progrès aillent dans le sens de la conception de matériaux composites encore plus hydrophobes que par le passé : certaines firmes mettent au point des charges hydrophobes (Clearfil Majesty® Kuratray), d'autres imaginent des nouvelles matrices de résines plus hydrophobes (Filtek Silorane®) que les résines méthacrylates.

Les matériaux étant rendus plus hydrophobes par le fabricant, leur hydrosolubilité est considérablement réduite. Le composite, qui est ainsi plus résistant à l'hydrolyse, est plus stable.

# Clearfil Majesty® (Kuraray)

Clearfil Majesty® est un composite traditionnel renfermant une base de résines méthacrylates et des charges.

Le composite Clearfil Majesty® est disponible en 3 versions : Majesty posterior®, Majesty esthetic® et Majesty flowable®. Ces 3 matériaux peuvent, bien sûr, être utilisés en combinaison les uns avec les autres.

## Clearfil Majesty Posterior

### Caractéristiques

- Selon le dépliant commercial, il est facile à manipuler et aussi à polir. En ce qui concerne sa « polissabilité », je dirai qu'elle est tout à fait comparable à celle des autres résines méthacrylates. Par contre je mettrai un bémol pour sa facilité d'emploi : il ne me paraît pas approprié pour des obturations de dentisterie ultraconservatrice ou moins invasive (cavités très étroites et souvent assez profondes) ni pour des cavités de collet peu profondes car le matériau colle un peu trop à l'instrument ce qui rend son insertion dans de telles géométries cavitaires quasi impossible.
- Il est disponible en 6 « shade » (A2, A3, A3.5, B2, XL et OA3). Bien que cette palette colorométrique permette l'obtention d'une esthétique tout à fait satisfaisante, il n'a pas été conçu pour la réalisation de restaurations antérieures (pour ce faire, il y a un matériau plus approprié, à savoir, le Clearfil Masjesty esthetic®).
- Il présente une dureté de surface relativement proche de celle de l'émail.

Le composite Clearfil Majesty Posterior® est, actuellement, le composite postérieur le plus chargé du marché ce qui lui confère des propriétés physiques supérieures à celles des autres composites microhybrides.

Les charges sont de nanoparticules de verre qui sont dispersées dans une matrice résineuse par un procédé innovateur, développé par Kuraray (Nano Dispersion Technology).

- La liaison entre les charges et la résine est considérablement améliorée grâce à cette nouvelle technologie de nanodispersion développée par Kuraray. Ainsi, l'excellente liaison entre les charges et la résine rend le matériau moins sensible à l'usure, à l'hydrolyse et à la fracture cohésive. Bien évidemment, ce sont là, de grandes qualités pour un matériau composite d'obturation.
- De même, par le procédé de nanodispersion, une plus grande quantité de charges (92 % en poids et 82 % en volume) a pu être incorporé dans la matrice de résine méthacrylate. Cette plus grande teneur en charges contribue alors à

augmenter la résistance du composite mais n'en fait pas pour autant un matériau trop rigide (qui serait cassant), ni un matériau difficile à manipuler (qui serait difficile à mettre en œuvre). C'est bien là, tout l'art et le savoir, des chercheurs de la firme Kuraray.

## **Nanodispersion : Une innovation technologique**

Le procédé de nanodispersion est garant de 3 propriétés essentielles du composite Clearfil Majesty Posterior® : meilleures propriétés physiques, plus faible retrait de polymérisation et coefficient de dilatation thermique proche de celui des tissus dentaires.

### **1. Propriétés physiques**

Elles sont supérieures à celles des autres composites méthacrylates (Terakawa & Takahata, 2007): le Clearfil Majesty Posterior® est très résistant à la dégradation due à la fatigue du matériau (environ 110 MPa) ; il est aussi très résistant à la compression (504 MPa) et à la flexion (177 MPa). Ce composite résiste donc très bien à la fracture, mieux qu'un amalgame.

### **2. Faible retrait de polymérisation**

De par sa grande teneur en particules de charges, le Clearfil Majesty Posterior® présente un retrait volumétrique de 1,5 % vol ce qui le place parmi les meilleurs composites actuellement sur le marché. A ma connaissance, il n'y a pas de données scientifiques (indépendantes de la firme Kuraray), actuellement publiées, concernant l'amplitude des contraintes de polymérisation et il faudra donc tester ce matériau pour savoir s'il s'inscrit, comme la plupart des autres méthacrylates, dans une loi de comportement linéaire contrainte-contraction ou s'il en sort comme c'est le cas pour certains autres méthacrylates (Héliomolar® Ivoclar Vivadent, Tetric Evo Ceram® Ivoclar Vivadent, Els® Saremco, Gradia Direct® GC, In Ten-S® Ivoclar Vivadent).

### **3. Coefficient de dilatation thermique (CDT)**

Clearfil Majesty Posterior® affiche un CDT extrêmement bas par rapport aux autres composites commercialisés et assez proche du CDT de l'émail. Ceci contribue, à long terme, à de meilleures adaptation et intégrité marginales puisque l'expansion thermique du matériau est réduite.

A ma connaissance, très peu de fabricants mentionnent le CDT de leurs matériaux composites et ce vraisemblablement parce que celui est, bien souvent, trop élevé. C'est à mon sens l'atout majeur du Clearfil Majesty®.

### **Contraction de prise du Clearfil Majesty Posterior®**

Les résultats de l'étude de Dash, Lohbauer et Petschelt (2007), qui sont détaillés dans le Tableau 1, montrent que les composites **Clearfil Majesty Posterior® et Esthetic® se contractent significativement moins que les autres composites méthacrylates** évalués dans cette étude ( $p < 0.05$ ). Néanmoins, les auteurs ayant

également testé le Filtek Silorane®, ont constaté que c'est ce dernier qui présente le plus petit retrait de polymérisation.

Tableau 1 : Contraction de prise (% vol) de différents composites

	Contraction volumétrique de prise (% vol)
Filtek silorane	1.1
Clearfil Majesty Posterior	1.6
Clearfil Majesty esthetic	1.8
Grandio	2.0
Tetric Evoceram	2.3
In Ten-S	2.4
Filtek Z250	2.4
Clearfil AP-X	2.5
Gradia Direct X	2.7
Filtek Suprême	2.8
Tetric Ceram	3.0

### **Contraction de prise et degré de conversion de différents composites**

L'étude menée par Papadogiannis & Eliades (2007) a évalué l'efficacité de la polymérisation de 5 composites à faible contraction de prise de teinte A2.

- Le retrait volumétrique a été estimé par la méthode des disques collés.
- La polymérisation a été réalisée avec une intensité de 850 mW/cm<sup>2</sup>, en mode standard et pendant une durée d'irradiance de 40 secondes.
- L'efficacité de la polymérisation (degré de conversion) a été estimée à la surface et à la base du matériau : la quantité de doubles liaisons carbone C=C (pour les composites méthacrylates) et d'anneaux d'époxy (pour le composite silorane) a été calculée juste après l'irradiation.

Les résultats de cette étude sont repris dans le tableau 2.

Tableau 2 : Contraction de prise et efficacité de la polymérisation

	Contraction (% vol)	C=C/anneaux résiduels (%)	
		Sommet	Base
CeramX Mono	2.29	56.92	70.06
Premise	1.82	65.65	73.52
Clearfil Majesty	1.54	50.61	62.59
Els	2.03	62.71	72.2
Filtek Silorane	1.34	32.46	44.72

D'une part, les résultats de cette étude montrent qu'il n'y a aucune corrélation entre l'efficacité de la polymérisation et le retrait volumétrique de prise des 5 composites à faible contraction testés dans cette étude: la contraction de polymérisation ne dépend pas seulement du degré de conversion pour ces 5 composites à faible contraction de prise.

D'autre part, le **Filtek silorane® se contracte significativement moins (p < 0.05) que les autres composites testés, hormis le composite Clearfil Majesty®.**

Enfin, parmi les 5 matériaux testés, c'est le Filtek Silorane® qui est le composite qui polymérise significativement le plus efficacement aussi bien à la surface qu'à la base de l'échantillon. Au contraire, les composites Premise® et Els® sont les matériaux qui polymérisent le moins bien en profondeur (p < 0.05).



# Les siloranes : Une nouvelle chimie pour l'élaboration de la matrice résineuse des composites de restauration

Les siloranes sont constitués de monomères siliconés (siloxanes) sur lesquels sont greffés des groupes fonctionnels de type oxirane.

## 1. Propriétés et comportement des siloranes

Les tests de laboratoire et les études in vitro (N. Ilie & R. Hickel. W.M. Palin, 2005) ont montré que:

- Il n'y a aucune différence entre les résines méthacrylates et les siloranes en ce qui concerne la **dureté** du matériau après polymérisation.
- Les propriétés mécaniques (traction, tension, flexion) des siloranes et des méthacrylates sont comparables.
- Le **module d'élasticité** (E) des siloranes et celui des composites méthacrylates sont assez semblables. Il n'y a pas de valeur de référence concernant le E idéal d'un matériau composite de restauration. En fait, le module d'élasticité reflète la rigidité du matériau (plus le E est grand et plus le matériau est cassant car très rigide). Néanmoins, certains auteurs avancent que les siloranes présentent un module d'élasticité un peu plus petit que les méthacrylates ce qui pourrait avoir comme résultat de diminuer les déflexions cuspidiennes liées aux contraintes de polymérisation.
- Les siloranes montrent une plus grande **résistance à la fatigue** (80 MPa) que la majorité des composites méthacrylates (40-65 MPa).
- Les siloranes sont beaucoup plus **hydrophobes** que les composites méthacrylates. L'absorption d'eau est donc considérablement réduite ce qui améliore à long terme les performances de la restauration (hydrolyse enzymatique) et ce qui limite les colorations extrinsèques dues aux colorants de l'alimentation. Bien que les siloranes soient particulièrement hydrophobes, les groupes d'oxiranes sont très réactifs en milieu aqueux et peuvent, lorsqu'ils sont isolés, s'hydrolyser facilement. En réalité, les monomères siliconés hydrophobes constituent une sorte de bouclier qui protège les groupes oxiranes et assurent ainsi une non hydrosolubilité au matériau : l'étude de Eick et al. (2006) a montré que les groupes oxiranes de 2 siloranes testés étaient parfaitement stables dans les différents fluides biologiques que les auteurs ont étudiés.
- Les siloranes permettent un temps de travail beaucoup plus long (jusqu'à 9 minutes) que les résines méthacrylates et sont très stables à la lumière ambiante ou sous la lumière du scialytique.
- Il est aussi reconnu, que les siloranes représentent une famille de résines plus **biocompatibles** (moins cytotoxiques et moins génotoxiques) que les résines diméthacrylates (Eick, Barragan-Adjemian & Bonewald, 2007) et que par ce fait,

ils pourraient aussi être avantageusement utilisés en dentisterie restauratrice comme matériau alternatif aux composites méthacrylates traditionnels.

- Les siloranes montrent une plus petite **contraction de prise** que les composites traditionnels et sont à l'origine de déflexions cuspidiennes significativement plus faibles que celles engendrées par des résines méthacrylates dans les cas de larges restaurations MOD sur des prémolaires supérieures (cette constatation pourrait aussi, et selon certains, être en relation avec un module d'élasticité plus petit comme mentionné plus haut dans le texte). Les résultats de l'étude de Weinmann et al. (2005) ont montré que la contraction volumétrique des siloranes était de l'ordre de 0.94-0.98 vol % alors que celle des méthacrylates est significativement plus élevée pour différents composites testés (allant de 1.6 vol% jusqu'à 3.6 vol%).

De par leur composition chimique, les siloranes ne peuvent s'utiliser qu'avec un système adhésif spécifique. (ainsi, le Filtek Silorane® (3M Espe) s'utilise avec un système adhésif automordançant (SAM) en 2 étapes qui lui est propre).

## **2. Les tests de laboratoires**

### **2.1 Tests pour évaluer la contraction de polymérisation**

Il y a habituellement deux techniques utilisées pour mesurer la contraction volumétrique des matériaux composites : la méthode des disques collés ou méthode de Watts (Watts & Cash, 1991) et la technique d'Archimède.

La **méthode de Watts** consiste à mesurer la contraction linéaire que subit un échantillon de composite qui est collé dans un disque puis de convertir cette valeur de contraction linéaire en contraction volumétrique (% du volume). Les tests de Watts réalisés par les chercheurs de chez 3M ESPE semblent montrer que le Filtek Silorane® se contracte à 0.9 % vol alors que les autres composites testés (tous des méthacrylates) se contractent significativement plus : dans cette étude, Els® montre une contraction volumétrique égale à 1,8 % vol ; Filtek Suprême® et CeramX duo® subissent une contraction de 2 % vol et Vénus® affiche une contraction de 2,5 % vol. Bien qu'il ne fasse aucun doute que les matériaux siloranes soient prometteurs en ce qui concerne une meilleure gestion de la contraction de prise des obturations en composite, il faut rester prudent quant à l'interprétation de tels résultats. En effet, d'une part, il s'agit de tests réalisés pour la firme commercialisant le Filtek Silorane®. D'autre part, ces résultats ne doivent pas nous amener à conclure que la contraction de tous les autres matériaux méthacrylates soit désastreuse (que du contraire, la contraction de prise du composite Els® est parmi les plus faibles pour un composite méthacrylate mais, plus important encore, le retrait de polymérisation de la résine Els® est associé à de très faibles contraintes générées par cette prise ce qui n'est pas une moindre qualité pour un tel biomatériau.

La **technique d'Archimède** réalise une mesure directe de la contraction volumétrique et donne ainsi des valeurs qui sont toujours légèrement supérieures à celles obtenues par la technique de Watts.

Il n'en reste pas moins que Weinmann et al. (2005) ont montré une bonne corrélation entre les valeurs issues des 2 techniques. Ex. Filtek Silorane® montre respectivement 0.9 % vol (Watts) et 1 % vol (Archimède) de contraction.

## **2.2 Tests pour évaluer les contraintes de polymérisation**

Le stress de polymérisation est une conséquence directe de la contraction de prise des composites. Ces tensions se manifestent quand le matériau atteint la phase gel et qu'il n'est plus capable de subir la moindre déformation (celle-ci étant possible pendant toute la durée de la phase pré-gel). Par conséquent, à partir de ce moment, la contraction transmet des contraintes aux tissus dentaires et à l'adhésif.

Plusieurs techniques sont utilisées pour mesurer l'amplitude des contraintes issues de la polymérisation.

La **technique du capteur de forces (technique du « tensiromètre »)** consiste à placer le composite entre une plaque de verre (solidaire de la base du dispositif) et une plaque métallique. Cette dernière est attachée à un système de poids (capteur de forces). Pendant que le composite est polymérisé par sa base au travers de la plaque de verre, la taille de l'échantillon est maintenue constante. Ainsi, la force nécessaire pour maintenir la taille de l'échantillon constante est mesurée et représente la contrainte de polymérisation. Cette technique a été mise en œuvre par De Gee et Feilzer pour tester 5 composites méthacrylates ainsi que le Filtek Silorane®. Leurs résultats montrent clairement que le matériau silorane génère de plus petites contraintes de polymérisation. Ex. Filtek Silorane® = 4 MPa alors que Filtek Suprême® = environ 11-14 MPa.

La **photoélasticité** permet aussi de mesurer les contraintes de polymérisation : les échantillons de composite sont collés dans des plateaux d'Araldite et polymérisés. Les forces de tension générées par la contraction de polymérisation du composite dans le plateau d'Araldite peuvent alors être visualisées au microscope polarisant comme des anneaux isochromatiques. Par cette technique, Ernst et al. (2004) ont montré que :

- Le composite silorane génère des contraintes significativement plus faibles que tous les autres composites méthacrylates testés.
- Seul le matériau silorane affiche une contrainte de polymérisation non seulement basse mais aussi identique pendant les 24 heures qui suivent la polymérisation du matériau ; au contraire, les contraintes augmentent pendant 1 jour durant avec tous les autres composites (tous des méthacrylates) testés.

-

Signalons aussi, sans la décrire, que la **technique des éléments finis** est une autre méthode utilisée pour évaluer les contraintes de polymérisation.

### **3. Réaction de polymérisation des siloranes**

La **polymérisation des siloranes est de type réaction cationique** alors que celle des composites méthacrylates fait intervenir des radicaux libres (Palin et al., 2005. Weinmann, Thalacker & Guggenberger, 2005).

- Cette réaction de polymérisation cationique est moins rapide que la polymérisation par radicaux libres. Ainsi, l'étude in vitro de Palin et al. (2005) a suggéré que cette caractéristique influence directement le **degré de conversion** obtenu au cours de la première heure qui suit l'initiation de la prise du matériau (les siloranes montrent un degré de conversion plus faible dans un premier temps). Par contre et par la suite, la conversion dans le matériau silorane va se poursuivre et, après 24 heures, le degré de conversion devient significativement supérieur à celui observé avec des matériaux méthacrylates traditionnels.
- Palin et al. (2005) suggèrent également que cette réaction cationique **plus lente** est à mettre en relation avec la diminution significative des **contraintes générées** par la polymérisation à l'interface dent-restauration. Ainsi, les déflexions cuspidiennes sont moins importantes avec des matériaux de type silorane qu'avec des résines méthacrylates. En fait, le matériau reste plus longtemps déformable (phase pré-gel plus longue) et peut, de la sorte, jouer le rôle d'absorbeur de contraintes : c'est en quelques sortes une propriété d'auto-soft start.
- Lors de la polymérisation des siloranes les molécules en anneaux s'ouvrent et s'assemblent en s'étirant ce qui n'engendre qu'une **légère contraction**, de l'ordre de 1 % vol (celle-ci est très faible en comparaison à la contraction de prise générée par les méthacrylates qui en polymérisant s'assemblent en s'attirant au plus près de façon linéaire) (Asmussen & Peutzfeldt, 2005). Les résultats qui émanent de l'étude de Watts (2005) montrent que les siloranes se contractent significativement moins ( $p < 0.001$ ) que 5 autres composites méthacrylates testés par l'auteur. Cette contraction de prise significativement inférieure aurait comme conséquence clinique de diminuer le microhiatus à l'interface dent-restauration et donc d'améliorer l'intégrité marginale de la restauration aussi bien à l'interface émail qu'à l'interface dentine (Palin, 2005). Corroborant les résultats de l'étude de Watts (2005), d'autres auteurs ont également observé que les siloranes permettaient significativement moins de micropercolations que les résines méthacrylates (Thalacker et al., 2004. Thalacker et al., 2005. Palin et al., 2005).

Les composites méthacrylates et les composites siloranes sont des matériaux photopolymérisables : ils sont tous deux activés par la lumière bleue, à la longueur d'onde correspondant au spectre d'absorption de la camphoroquinone.

La **photopolymérisation des méthacrylates** met en jeu 2 composants, à savoir une amine tertiaire et de la camphoroquinone (photoinitiateur) : les molécules de camphoroquinone sont activées par la lumière bleue et peuvent alors réagir avec les amines tertiaires ce qui génère des radicaux libres capables d'ouvrir les doubles liaisons carbone des monomères méthacrylates ; lorsque le monomère a réagi avec le radical libre, il devient lui-même un corps radicalaire capable de réagir avec un autre monomère.

La **photopolymérisation des siloranes** met en jeu 3 composants, à savoir la camphoroquinone (photoinitiateur), un sel iodé et un corps donneur d'électrons : le corps donneur d'électrons décompose le sel iodé ce qui génère un cation acide (en fait, il s'agit d'un carbocation), lequel ouvre l'anneau de silorane.

La **polymérisation optimale** d'une couche de 2 mm de silorane est obtenue après une durée d'exposition à la lumière bleue de 20 secondes (en fait, il n'y a pas de différence significative entre une polymérisation de 20 secondes et une de 40 secondes) ( Asmussen & Peutzfeldt, 2005). Par contre, un temps d'exposition inférieur à 20 secondes (même en présence d'une intensité lumineuse très importante) est insuffisant : les lasers et les lampes à plasma sont donc contre-indiqués pour la polymérisation des siloranes car une augmentation du temps d'exposition à ces sources lumineuses aurait des conséquences néfastes et nocives pour les tissus dentaires (augmentation drastique de la température intrapulpaire).

Il semble qu'un minimum de 500 mW/cm<sup>2</sup> soit requis pour optimiser la polymérisation des siloranes (WATTS, 2005).

## Filtek Silorane (3M Espe)

Le composite Filtek Silorane® est un nouveau composite postérieur qui :

- appartient à la famille des composites microhybrides.
- ne contient pas de méthacrylates mais bien une matrice résineuse de type silorane (un composé hybride qui contient des groupes de siloxanes très hydrophobes et des groupes d'oxiranes présentant une très faible contraction de prise et d'excellentes propriétés mécaniques).
- contient, **en poids**, une grande quantité de petites charges (quartz et fluorides d'Yttrium) et une faible quantité de résine (respectivement, 76 % et 23 %). La surface des particules de quartz est recouverte d'un silane spécifique permettant d'optimiser la liaison charge-matrice.

A l'heure actuelle, le Filtek Silorane® est le composite qui présente la plus faible contraction de prise (moins de 1 % en volume). Par conséquent : (1) il génère des contraintes moins importantes sur les tissus résiduels ce qui a pour résultat de diminuer le risque de fracture des tissus dentaires et de sensibilités post-opératoires ; (2) il assure une excellente intégrité marginale.

Au jour d'aujourd'hui, Filtek Silorane® est le seul matériau doté d'une fonction d'*autosoft start*, ce qui augmente la durée de la phase pré-gel et assure donc une meilleure gestion des contraintes de polymérisation.

### Caractéristiques

Assez facile à manipuler pour un composite postérieur (il ne colle pas aux instruments et il garde sa forme sans couler), il est disponible dans les 4 « shade » les plus courantes (A2, A3, B2 et C2) avec une seule opacité (opacité moyenne). Pour l'avoir utilisé, je dirai qu'il est relativement opaque ce qui peut être perçu par certains praticiens comme un préjudice esthétique de la restauration. Notons toutefois, qu'il n'a pas été conçu pour des stratifications esthétiques et que c'est un matériau exclusivement réservé aux restaurations postérieures (il est indiqué pour les restaurations directes de classe I et de classe II). Autre bémol, il est plus difficile à polir que les autres composites méthacrylates actuellement sur le marché.

Il présente une grande résistance à la compression, à la flexion (ce qui renforce la dent) et à l'usure.

Mettant en jeu une matrice chimiquement différente des autres composites, le Filtek Silorane® s'utilise uniquement avec **son système adhésif spécifique**. Il s'agit d'un système adhésif automordançant en 2 étapes (SAM II) c'est-à-dire d'un système comprenant un primaire automordançant (self-etching primer) et une résine adhésive (bonding) :

- Le primaire automordant est hydrophile et assure le contact avec la dentine
- La résine adhésive est hydrophobe et permet la liaison avec le composite Filtek Silorane® très hydrophobe.

Les principes d'action des SAM sont :

- Une déminéralisation partielle de l'émail et de la dentine laissant en place des HA capables de former des liens chimiques avec des monomères fonctionnels ; Ainsi, l'adhésion n'est pas purement micromécanique (comme c'est le cas avec les systèmes adhésifs nécessitant un mordantage à l'acide phosphorique) mais bien une adhésion chimico-mécanique.
- Une élimination partielle de la boue dentinaire (les bouchons de boue dentinaire qui ne sont pas complètement éliminés empêchent la perfusion continue des fluides dentinaires, ce qui permet un collage sur dentine sèche).
- Les monomères acides assurent l'automordantage en même temps qu'ils infiltrent les tissus. Ils ne doivent pas être éliminés par rinçage (puisqu'ils font partie intégrante de l'adhésif) ce qui a pour avantage de pas avoir à sécher la dentine (donc aucun risque de dessécher la dentine et voir apparaître un collapsus collagénique).

Les SAM utilisés avec les composites méthacrylates contiennent :

- des monomères acides (méthacrylates phosphorylés) qui mordantent les tissus ce qui aboutit à la création de micro-anfractuosités, lesquelles sont nécessaires pour l'imbrication micromécanique de la résine adhésive.
- des monomères fonctionnels de type carboxyl qui se lient chimiquement aux Ca des HA résiduelles de l'émail et de la dentine.

Le système adhésif du Filtek Silorane® contient :

- des méthacrylates phosphorylés (monomères acides)
- des monomères de BisGMA et d'HEMA
- des solvants (eau + éthanol) qui ont pour but de mouiller et de pénétrer les substrats dentaires (pour éviter l'évaporation de ces solvants, il est recommandé de conserver le système adhésif au réfrigérateur)
- de la camphoroquinone comme photoinitiateur
- des charges nanométriques (7 nm de diamètre) de silice, lesquelles sont silanisées; ces charges améliorent les performances mécaniques et confèrent une viscosité adéquate au matériau. En fait, l'adhésif Filtek Silorane® semble à priori très visqueux mais dès qu'il est appliqué dans la cavité à l'aide d'une mini brosette, il montre une viscosité idéale permettant un étalement en une fine couche uniforme. L'avantage majeur de cette propriété tient dans le fait que l'adhésif ne coule pas de la brosette tout en conservant une viscosité idéale pour son étalement parfait.

Le système adhésif Silorane est à classer parmi les **SAM DOUX** (Mild Self-Etch) puisqu'il présente un  $\text{pH} = 2.7$ . Cette faible acidité est à mon sens problématique en ce qui concerne l'adhésion amélaire. En effet, les données scientifiques concernant les SAM (utilisés avec les composites méthacrylates) ont clairement montré que la déminéralisation de l'émail était insuffisante pour assurer un ancrage micromécanique suffisant de l'adhésif : il en résulte inévitablement, une diminution d'adhésion mécanique mais celle-ci est en partie compensée par l'adhésion chimique des monomères fonctionnels sur les Ca des HA résiduelles de l'émail. Toutefois, il apparaît qu'au final, cette adhésion chimique est quand même insuffisante pour compenser totalement le manque d'adhésion mécanique. La conséquence est une diminution importante de l'adhérence à l'émail (la pérennité du collage dépend fortement de la qualité et de la durabilité de l'adhésion amélaire). Par contre, au niveau de la dentine, l'adhésion chimique vient renforcée l'adhésion micromécanique (les acides doux sont suffisamment agressifs pour assurer un ancrage assez profond) ce qui se solde par une nette augmentation de l'adhérence dentinaire des SAM par rapport aux systèmes adhésifs MR. Néanmoins, d'après les résultats de certains, le système adhésif Silorane semble permettre l'obtention d'une grande adhérence que ce soit immédiatement ou à long terme et aussi bien au niveau de l'émail que de la dentine : les études ont montré une adhérence de l'ordre de 20 MPa sur l'émail taillé et de 22 à 25 MPa sur la dentine.

Les résultats de l'étude de Fischer montre qu'après thermocyclage, l'adhérence de ce SAM est supérieure à 25 MPa au niveau de la dentine et équivaut à 23-24 MPa au niveau de l'émail. Elle est meilleure que celle obtenue avec d'autres SAM en 1 ou 2 étapes : dans les mêmes conditions expérimentales, Fischer a montré, pour le système adhésif AdhSE couplé au composite Tétric EVO Ceram, des adhérences de 12-13 MPa et 10-11 MPa, respectivement au niveau de l'émail et de la dentine.

La firme 3M Espe préconise de mordancer à l'acide phosphorique l'émail si celui-ci n'a pas été taillé mais ils ne voient aucun inconvénient à mordancer l'émail taillé avant l'application du système adhésif Silorane : comme il s'agit d'un SAM doux ( $\text{pH} = 2.7$ ), et bien que les résultats actuellement avancés ne le justifie nullement, je préfère considérer que l'ancrage micro-mécanique pourrait être insuffisant au niveau de l'émail et je préconise donc un mordantage à l'acide phosphorique au niveau de ce substrat avant l'application de l'adhésif silorane.



## **Enquête de satisfaction de l'utilisation du Filtek Silorane**

43 dentistes généralistes ont été invités à essayer le Filtek silorane et à rendre leurs commentaires auprès de la firme 3M ESPE. Quasi 90 % des praticiens se disaient contents du matériau.

Les items du questionnaire qui ont été évalués comme bons et qui ont obtenus un score de 2.5 sur une échelle de 1 (excellent) à 5 (médiocre):

Facilité sculpture, non collage aux instruments, finition, polissage, résultat esthétique et mimétisme.

Les items évalués comme très bons (score de 2) à presque excellent (score de 1.5):  
empaquetage, capacité à garder sa forme et stabilité sous la lumière ambiante et celle du scialytique.

### **Conclusions**

Les progrès sont incessants dans le domaine des matériaux composites d'obturation ainsi que dans celui des adhésifs. Ceci contribue largement à renforcer la confiance que nous mettons dans le devenir à long terme de nos restaurations adhésives. Faut-il d'ores et déjà adopter ces nouveaux matériaux ? Faut-il à tout prix troquer son (ses) ancien(s) coffret(s) de composites contre ces nouveaux produits « alléchants » ? Rien ne sert de courir ! Laissons encore un peu (mais pas trop longtemps), les chercheurs observer, rapporter, argumenter, avant de nous lancer vers des terres encore trop inconnues ! Laissons-nous le temps de poser un choix éclairé par la science. Laissons-leur le temps de nous montrer qu'avec un certain recul, ces innovations sont justifiées et nous assurent une réelle avancée clinique.

## **Bibliographie**

E. Asmussen & A. Peutzfeldt. European Cells and Materials. 2005, 10(suppl 4) :8)

Dash, Lohbauer & Petschelt. IADR, 2007, 0121.

de Gee, Kleverlaan et Degrange. Information Dentaire 2006 ; 34 :2-7.

J.D. Eick, C. Barragan-adjemian & L.F. Bonewald. Abstract 1393, IADR, 2007

J.D. Eick et al. J Dent 2006 34 405-410.

N. Ilie & R. Hickel . Dent Mater J 25(3) :445-454.

Kleverlaan et Feilzer. Dent Mater 2005 ; 21 :1050-1057.

W.M. Palin. Dental Materials ; 2005 , 21 :324-335.

D. Papadogiannis & G. Eliades, IADR 2007, 0118.

Terakawa et Takahata, IADR 2007, 0925/

Thalacker et al. 2004 J Dent Res 83 abstract 1364.

Thalacker et al. 2005 J Dent Res 84 abstract 0277.

D.C. Watts. IADR, 2005; Abstract 2680.

Watts & Cash, 1991

W.Weinmann, C. Thalacker & R. Guggenberger. Dent Mater 2005 21, 68-74.

Yamazaki et al., 2006