

Les résines composites

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

A. RASKIN

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I	Généralités.....	11
I.1	Définitions.....	11
I.2	Composition.....	12
I.2.1	Phase organique.....	12
I.2.2	Les charges.....	16
I.2.3	Agent de couplage organo-minéral.....	19
II	Classification des résines composites.....	20
II.1	En fonction de la viscosité, du mode de polymérisation, des indications cliniques.....	20
II.2	En fonction de la taille des charges.....	20
II.3	En fonction de la taille des charges et de la viscosité.....	22
III	Polymérisation.....	25
III.1	Polymérisation des résines composites dentaires.....	25
III.1.1	La chémo-polymérisation.....	25
III.1.2	La photo-polymérisation. (Figure 13).....	26
III.2	Principaux modes de polymérisation des composites dentaires - Résumé (figure 14).....	27
IV	Propriétés des composites.....	28
IV.1	Importance de la phase inorganique : pourcentage des charges.....	28
IV.2	Propriétés mécaniques.....	29
IV.2.1	Résistance à la flexion.....	29
IV.2.2	Résistance à la traction.....	29
IV.2.3	Module d'Young.....	30
IV.2.4	Dureté.....	31
IV.2.5	Viellissement et usure.....	31
IV.3	Propriétés physico-chimiques.....	33
IV.3.1	Contraction de polymérisation.....	33

IV.3.2 Propriétés thermiques.....	35
IV.3.3 Absorption hydrique et solubilité.....	36
IV.3.4 Propriétés optiques et radiographiques.....	36
IV.3.5 Adhérence.....	36
V Annexes.....	37

OBJECTIFS

- Connaître la composition, la réaction de prise, la classification et les propriétés générales de ce type de matériau.

INTRODUCTION

Les problèmes esthétiques et électrochimiques des amalgames, la fragilité, la solubilité et la mauvaise biocompatibilité des silicates et des résines PMMA (Poly Méthyl Méthacrylates), ont conduit au développement d'un nouveau type de matériau dans les années 60 : les résines composites. Celles-ci ont donc été développées pour palier notamment les insuffisances esthétiques des obturations précédentes : Les silicates et les résines acryliques.

1953 : Bowen ajoute des charges de quartz aux résines époxy,

1955 : Buonocore introduit la notion de « mordantage »

1956 : Bowen crée le Bis-GMA (diméthacrylate glycidique de bisphénol A),

1962 : Bowen dépose le brevet du Bis-GMA.

Le nombre de résines composites n'a cessé d'augmenter depuis leur apparition et près de la moitié des publications des dix dernières années concernent ces matériaux. Une recherche conduite sur Internet concernant les résines composites, actuellement commercialisés, utilisées essentiellement en technique directe (**tableau 1**) mais aussi dans les reconstitutions corono-radicaux et les scellements prothétiques, a permis d'en recenser 210, proposées par 42 fabricants.

Ce cours concerne uniquement les résines composites utilisées en technique directe.

Tableau 1 : Liste des composites actuellement commercialisés

Fabricant	Composites	Famille	Viscosité	Mode de polymérisation
3M ESPE	Concise	MA	M	Chémo
	Filtek A110	MI	MI	Photo
	Filtek Flow	H - Mi	F	Photo
	Filtek P60	H - Mi	C	Photo
	Filtek Silorane	H - Min	C	Photo
	Filtek Supreme	H - MiN	M	Photo

	Filtek Z250	H - Mi	M	Photo
	Z100	H - Mi	M	Photo
Alpha Dent	Alpha II AP	H - Mi	M	Photo
	Alpha Flow	H - Mi	M	Photo
	Composite	H	M	Photo
	Core Build-Up	H (RCR)		Chémo
	Core Build-Up	H (RCR)		Photo
Bisco	Aelite Anterior	H - Mi	M	Photo
	Aelite All Purpose	H - Mi	M	Photo
	Aelite Flo	H - Mi	F	Photo
	Aelite Flo LV	H - Mi	F	Photo
	Aelite LS	H - Mi	C	Photo
	BisFil 2	H	C	Chémo
	BisFil 2B	H (RCR)		Chémo
	BisCore	H (RCR)		Dual
	BisFil Core vs auto	H (RCR)		Chémo
	BisFil Core vs photo	H (RCR)		Photo
	Core-Flo	H (RCR)		Chémo
	Light Core	H (RCR)		Photo
	Pyramid	H	C	Photo
Cavex	Quadrant Anterior Shine	H	M	Photo
	Quadrant Core LC	H (RCR)		Photo
	Quadrant Posterior Dense	H	C	Chémo

	Quadrant Universal LC	H	M	Photo
	Quadrant Unichem	H (RCR)		Chémo
Centrix	C-R	H (RCR)		Chémo
	Encore	H (RCR)		Chémo
	Encore D/C	H (RCR)		Dual
	Encore SuperCure	H (RCR)		Photo
	Versaflo	H	F	Photo
	Versalite	H	M	Photo
Coltene Whaledent	Brilliant New Formula	H - Mi	M	Photo
	Miris	H - Mi	M	Photo
	Para Core	H (RCR)		Dual
	Synergy Duo Shades	H	M	Photo
	Synergy Compact	H	C	Photo
	Synergy Flow	H	F	Photo
Cosmedent	Renamel Flowable Hybrid	H - Mi	F	Photo
	Renamel Flowable Microfill	MI	F	Photo
	Renamel Microfill	MI	M	Photo
	Renamel Posterior	H - Mi	C	Photo
	Renamel Universal Microhybride	H - Mi	M	Photo
Danville Materials	Starfill 2B	H (RCR)		Dual
DenMat	Core Paste injectable	H (RCR)		Chémo
	Core Paste LC	H (RCR)		Photo

	Core Paste syringeable	H (RCR)		Dual
	Flow Restore	H	F	Photo
	Virtuoso Flowable	H- MiN	F	Photo
	Virtuoso Packable	H- MiN	C	Photo
	Virtuoso Sculptable	MI	M	Photo
	Virtuoso Universal	H- MiN	M	Photo
Dentoclic	Dentocore	H (RCR)		Dual
Dentsply	Adaptic	H (RCR)		Chémo
	Ceram.X (Mono et Duo)	H- MiN	M	Photo
	Esthet.X	H- MiN	M	Photo
	Esthet.X Improved	H- MiN	M	Photo
	Quixfil	H	C	Photo
	Spectrum TPH	H - Mi	M	Photo
	Surefil	H - Mi	C	Photo
	X Flow	H- MiN	F	Photo
Discus	Matrixx Anterior Hybrid	H - Mi	M	Photo
	Matrixx Anterior Microfill	MI	M	Photo
	Matrixx Posterior Hybrid	H - Mi	C	Photo
DMG	LuxaCore : chémo et dual	H (RCR)		Dual
EDS	Ti-Core	H (RCR)		Chémo
GC	Gradia Direct (Anterior et Posterior)	H - Mi	M	Photo
	UniFil Flow	H - Mi	F	Photo
Heraeus Kulzer	Charisma	H - Mi	M	Photo

	Charisma F	H - Mi	M	Photo
	Charisma PPF	H - Mi	M	Chémo
	Durafil VS	MI	M	Photo
	Flowline	H - Mi	F	Photo
	Solitaire 2	H	C	Photo
	Venus	H- MiN	M	Photo
	Venus Flow	H - MiN	F	Photo
Ivoclar Vivadent	Artemis (Four Seasons)	H - Mi	M	Photo
	Heliomolar	MIR	M	Photo
	Heliomolar Flow	MI	F	Photo
	Heliomolar HB	MIR	C	Photo
	Helioprogress	M	M	Photo
	Inten-S	H - Mi	M	Photo
	Multicore Flow	H (RCR)		Dual
	Multicore HB	H (RCR)		Dual
	Tetric	H - Mi	M	Photo
	Tetric Ceram	H - Mi	M	Photo
	Tetric Ceram HB	H - Mi	C	Photo
	Tetric EvoCeram	H - MiN	M	Photo
	Tetric Flow	H - Mi	F	Photo
	Tetric Flow Chroma	H - Mi	F	Photo
Jeneric Pentron	Alert	H	C	Photo
	Build-It	H (RCR)		Dual

	Flow it	H	F	Photo
	Simile	H- MiN	M	Photo
Kent Dental	Kentfil Anterior	H	M	Photo
	Kentfil Posterior	H	M	Photo
Kerr	Core Restore 2	H (RCR)		Dual
	Herculite XRV	H - Mi	M	Photo
	Point 4	H- Mi	M	Photo
	Point 4 Flowable	H- Mi	F	Photo
	Premise	H- MiN	M	Photo
	Prodigy	H - Mi	M	Photo
	Prodigy Condensable	H - Mi	C	Photo
	Revolution 2	H - Mi	F	Photo
Kuraray	Clearfil AP-X	H	M	Photo
	Clearfil Core	H (RCR)		Chémo
	Clearfil Photo Anterior	MI	M	Photo
	Clearfil Photo Core	H (RCR)		Photo
	Clearfil Photo Posterior	H	M	Photo
	Clearfil Posterior 3	H	M	Chémo
	Clearfil ST	MI	M	Photo
Lee Pharmaceuticals	Prosthodont	H (RCR)		Chémo
	Prosthodont VL pLus	H (RCR)		Photo
Micerium	Enamel Plus HFO	H- MiN	M	Photo
	Enamel Plus HFO Flow	H- MiN	F	Photo

Pulpdent	Flows-Rite	H	F	Photo	
	Hard Core	H (RCR)		Dual	
R&S	Lumifil	H	M	Photo	
Southern Dental Industries	Glacier	H -Mi	M	Photo	
	Ice	H - Mi	M	Photo	
	Rok	H - Mi	C	Photo	
	Wave (3 viscosités)	H - Mi	F	Photo	
Sun Medical	Metafil AP	H	C	Photo	
	Metafil CX	MI	M	Photo	
	Metafil Flo	H	F	Photo	
Tokuyama	Palfique Estelite	H- MiN	M	Photo	
	Palfique Estelite LV	H- MiN	F	Photo	
Ultradent	Amelogen Plus	H - Mi	M	Photo	
	Permaflo	H - Mi	F	Photo	
	Permaflo DC	H - Mi / H (RCR)	F	Dual	
Voco	Admira	H - Mi (O)	M	Photo	
	Admira Flow	H - Mi (O)	F	Photo	
	Arabesk Flow	H - Mi	F	Photo	
	Arabesk Top	H - Mi	M	Photo	
	Grandio	H- MiN	M	Photo	
	Grandio Flow	H- MiN	F	Photo	
	Polofil	H	M	Photo	
	Polofil Molar	H (RCR)		Photo	

	Rebilda DC	H (RCR)		Dual
	Rebilda SC	H (RCR)		Chémo
	X-tra fil	H- Mi	C	Photo

Légende : H : Hybride, H-Mi : MicroHybride, H-MiN : MicroHybride Nanochargé, MA : Macrochargé, MI : Microchargé, O : Ormocer, RCR : Reconstitution corono-radriculaire, RFV : Renforcé Fibres de Verre C : Compactable, F: Fluide, M : Moyenne ('Universel')

I GÉNÉRALITÉS

I.1 DÉFINITIONS

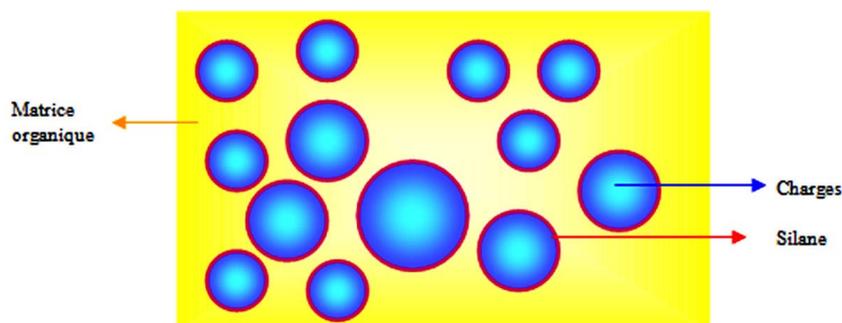
Un matériau composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition.

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

La plupart du temps ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort (ex. de composites naturels : le bois et l'os).

En odontologie, on appelle **RESINE COMPOSITE** un matériau constitué d'une MATRICE ORGANIQUE RESINEUSE et d'un renfort constitué de CHARGES. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un SILANE (**Figure 1**).

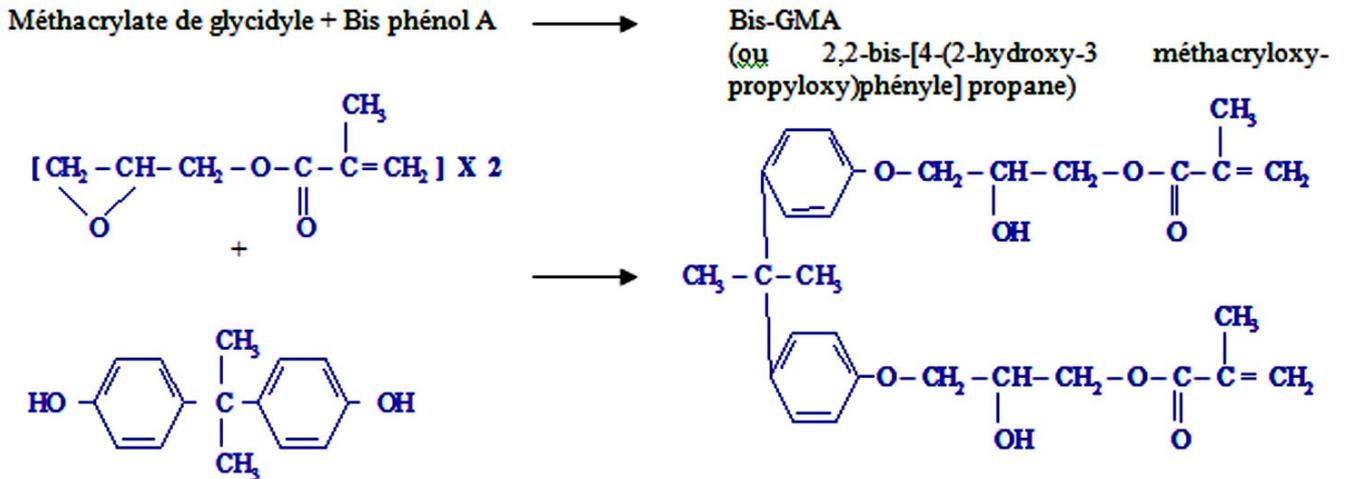
Figure 1 : Représentation schématique d'une résine composite



2/ Réaction par addition (Figure 3)

L'eau hydrolyse la liaison ester du méthacrylate de glycidyle et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA.

Figure 3 : Réaction d'addition du méthacrylate de glycidyle et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA

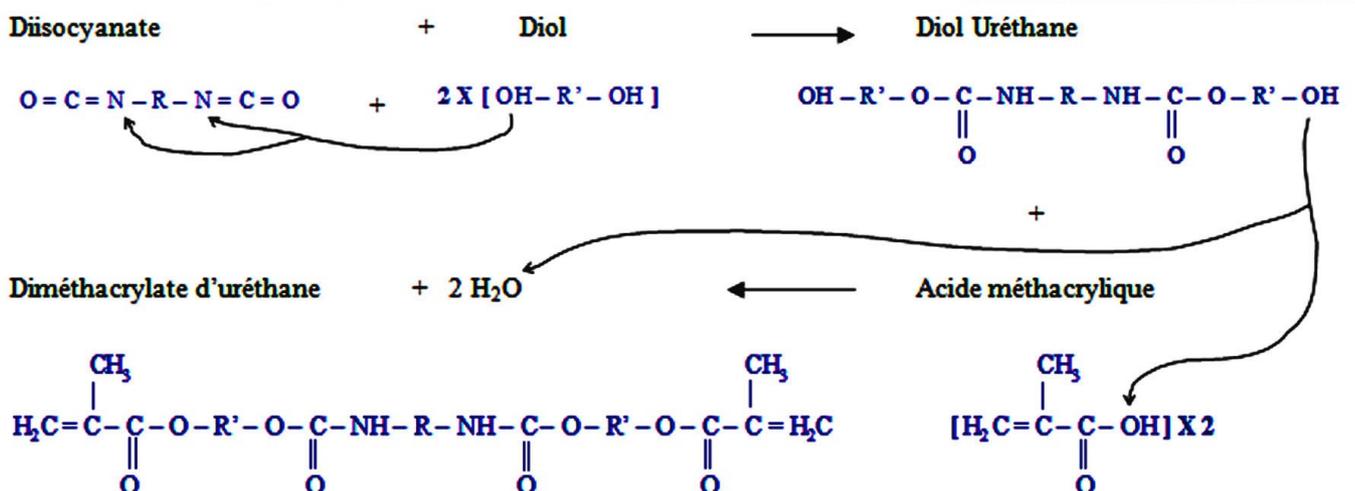


Caractéristiques de la molécule de Bis-GMA :

- les cycles aromatiques rigidifient la molécule,
- la présence d'un cycle phénol permet de diminuer la rétraction de prise mais entraîne une viscosité importante,
- les hydroxyles entraînent une viscosité importante de la matrice non polymérisée.

● Les uréthanes (Figure 4)

Figure 4 : Réaction de formation de l'UDMA



Caractéristiques de l'UDMA :

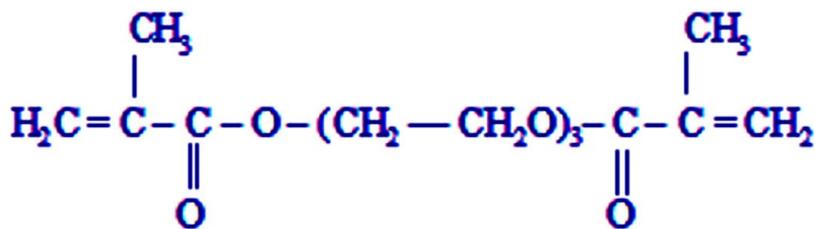
- poids moléculaire élevé à molécule peu toxique pour la pulpe,
- plus faible viscosité que le Bis-GMA mais forte rétraction de prise,
- pas de liaison ester à diminution des risques d'hydrolyse de la matrice,

2 - Les contrôleurs de viscosité

Les monomères de Bis-GMA et de diuréthane diméthacrylate sont des liquides très visqueux suite à leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de charges provoque la formation d'un matériau de consistance trop épaisse pour la clinique. Par conséquent, pour contrebalancer ce problème, des monomères de faible viscosité (contrôleurs de viscosité ou diluants) sont ajoutés :

- **MMA** : MéthAcrylate de Méthyle,
- **EGDMA** : Ethylène Glycol DiMéthAcrylate,
- **DEGMA** : DiEthylène Glycol diMéthAcrylate
- **TEGDMA** : TriEthylène Glycol DiMéthAcrylate (le plus utilisé) (**Figure 5**)

Figure 5 : TEGDMA



Conséquence du diluant sur les propriétés physiques :

- augmentation de la rétraction de prise et donc réduit l'adaptation marginale des composites,
- rend la résine plus flexible et moins cassante,
- réduit sa résistance à l'abrasion.

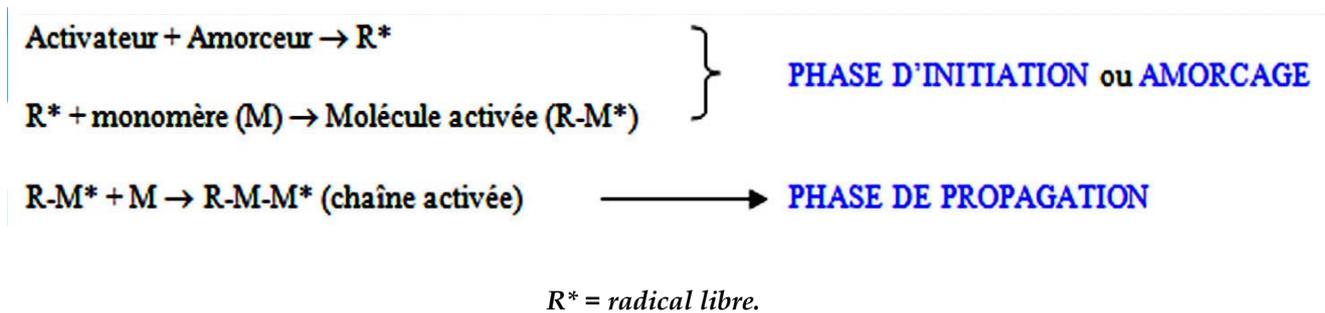
3- Les agents de la polymérisation

La polymérisation des composites repose sur la décomposition d'une molécule (AMORCEUR) par un ACTIVATEUR en RADICAUX LIBRES (R*). Les radicaux libres initient l'ouverture de la liaison vinylique du monomère et l'élongation du polymère (**Figure 6**).

En réalité, à température ambiante, l'amorceur se dégrade lentement et spontanément pour fournir des radicaux libres. Si on élève la température jusqu'à un certain niveau, la réaction de polymérisation est initiée sans activateur. Cette polymérisation peut être réalisée dans

des fours au laboratoire de prothèse. Pour des raisons évidentes, ceci ne peut pas se faire en bouche. Le rôle de l'activateur est donc de déplacer l'équilibre de la réaction afin d'augmenter la cinétique de celle-ci pour qu'elle ait lieu à température ambiante ou à 37°C dans la bouche du patient. Néanmoins lors du stockage du monomère avec l'amorceur à température ambiante, la dégradation en radicaux libre se produit et la réaction est inhibée par des molécules qui consomment les radicaux libres pendant un certain temps. Ceci explique les dates de péremption et le conseil de stocker les produits au réfrigérateur pour améliorer le temps de stockage.

Figure 6 : Représentation schématique de la polymérisation en chaîne □ mécanisme de polymérisation radicalaire



- **Les agents de chémo-polymérisation**

- Les principaux **ACTIVATEURS** :

- **amines** (DMPT, para amino acétate de méthyle et ses dérivés) : inhibées par l'humidité, brunissent en vieillissant,
- **acide para-toluène-sulfinique** : instable, ne brunit pas, est inactivé par l'oxygène de l'air,
- les **thio-urées** substituées,
- l'**acide ascorbique**.

- Les principaux **AMORCEURS** : Ce sont des peroxydes :

- **peroxyde de benzoyle**,
- peroxyde de cumène,
- tributylhydroperoxyde.

- **Les agents de photopolymérisation**

- **ACTIVATEUR** = **photons** (lumière) à une certaine longueur d'onde
 - **AMORCEUR** = **amine tertiaire (DMAEMA : DiMéthylAminoEthylMéthAcrylate)**
- + **PHOTOSENSIBILISATEUR**.

Le photo-sensibilisateur le plus utilisé est la **CAMPHOROQUINONE (CQ)** (pic absorption dans le bleu à 466,5 nm) mais deux autres molécules sont également utilisées : la **Lucirin TPO** et le **Phényl Propanedione** (pics d'absorption plus proches des UV).

Après irradiation, il y a formation d'un complexe PHOTOSENSIBILISATEUR-AMINE (ex CQ-DMAEMA) qui génère un radical libre.

4- Les inhibiteurs de prise

Au système photo-sensibilisateur/ photo-amorceur, des molécules nécessaires à la conservation sont adjointes (= **inhibiteurs**). En l'absence d'oxygène atmosphérique et d'inhibiteur de prises, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément dans certaines conditions de stockage (chaleur, lumière, ...). Par conséquent, afin d'éviter la polymérisation spontanée lors de la conservation des matériaux composites, des **dérivés du phénol** sont ajoutés comme inhibiteurs de polymérisation :

- hydroquinone (peut provoquer des dyscolorations)
- monométhyl éther d'hydroquinone
- BHT : (2, 4, 6-tritertiary-butyl phénol)

Pouvoir inhibiteur des phénols ⇔ **fonds de cavités ou ciments temporaires à base de ZnOE FORMELLEMENT contre indiqués sous les résines.**

Remarque importante : **Oxygène** = puissant inhibiteur de polymérisation. Les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air et entraîne l'absence de polymérisation d'une fine couche d'oligomère (50 à 500 nm) à la surface des polymères quel que soit le mode de polymérisation. Les doubles liaisons n'ayant pas réagi permettent l'apport d'incrément successifs de résine avec polymérisation entre ces couches (= conséquence clinique très intéressante).

I.2.2 Les charges

La phase inorganique est constituée par les charges qui renforcent le matériau. Ces charges sont liées à la matrice par l'intermédiaire d'un silane et permettent notamment d'augmenter les *propriétés mécaniques* (résistance à la traction, flexion, compression) des composites. Elles diminuent également les contraintes dues au *retrait de polymérisation*, compensent le *coefficient de dilatation thermique* trop élevé de la phase matricielle et donnent au matériau sa radio-opacité (visualisation radiographique).

1- Nature, taille et propriétés des charges

Les composites actuels contiennent une grande diversité de particules de charge variant par la **taille**, la **composition** et le **pourcentage** de celles-ci.

Les charges, la plupart du temps minérales, varient d'un composite à l'autre mais sont composées de SILICE (SiO₂) sous différentes formes et d'autres types de particules.

- *Les charges minérales*

Les charges minérales sont formées de :

- SILICE (SiO₂) sous différentes formes :
 - o sous formes cristallines (cristobalite, tridymite, quartz) : ces formes sont dures et résistantes.
 - o sous forme non cristalline (le verre : verre boro-silicaté) : qualités mécaniques et esthétiques intéressantes.
- VERRES DE METAUX LOURDS qui confèrent au matériau sa radio opacité :
 - o silicate de verre de baryum ou de strontium,
 - o verre de dioxyde de zirconium,
 - o yttrium ou ytterbium trifluorés (YbF₃).

Depuis les années 70, le quartz a été la charge la plus fréquemment utilisée car il est très stable chimiquement et a un indice de réfraction élevé. Cependant, il n'est pas radio opaque, il possède un coefficient d'expansion thermique élevé, sa structure cristalline implique une géométrie des particules avec des arêtes agressives qui confèrent au matériau composite un pouvoir abrasif, le rendant difficile à polir. Par contre, le silane se lie plus facilement au quartz qu'au verre, ce qui permet une meilleure stabilité de teinte et le quartz est moins sensible à l'érosion.

- *Les charges organiques*

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

Actuellement, on trouve des charges « organiques » : certains fabricants utilisent des charges à base de céramique organiquement modifiée, ce sont les *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 : (+/- 20 µm de TriMéthylolPropane Triméthacrylate).

- *Les charges organo-minérales*

Les charges organo-minérales possèdent un noyau minéral (silice vitreuse ou aérosil) et une matrice résineuse polymérisée qui enrobe le noyau.

Les micro-charges sont utilisées exclusivement sous cette forme.

- *Taille des charges*

La taille des particules de charge varie de **0,04 μm à 100 μm** . On distingue :

- des macro-charges : grosses particules de verre ou de quartz.
- des micro-charges $\approx 0,04 \mu\text{m}$ (silice, SiO_2)
- particules de tailles intermédiaires obtenues par fragmentation des macro-charges.

- *Propriétés des charges*

- dureté élevée,
- inertie chimique,
- indice de réfraction proche de celui des matrices résineuses,
- opacité contrôlée par addition de pigments de dioxyde de titane (TiO_2).

L'augmentation du pourcentage des charges a pour effets d'améliorer les propriétés mécaniques (surtout si le taux de charges est $> 60\%$ en volume), de réduire la rétraction de polymérisation, le coefficient d'expansion thermique, le coefficient d'absorption et la solubilité hydrique.

L'augmentation du pourcentage des charges et la diminution de la taille de celles-ci ont pour effets d'améliorer l'état de surface - ce qui améliore l'esthétique et diminue l'agressivité du matériau vis-à-vis du parodonte - et d'augmenter la résistance à l'usure du matériau.

2- Morphologie et granulométrie

La forme des charges varie suivant le mode de préparation :

- anguleuse : obtenue par broyage et attrition,
- arrondie : résultent d'un frittage,
- sphérique : procédé sol-gel (émulsion) ou atomisation.

Taille des Charges :

SUPRAMICRONIQUES + de $10\mu\text{m}$ Macro-charges de quartz pour composites traditionnels, OU charges organo-minérales

MICRONIQUES de 5 à $10 \mu\text{m}$ Charges vitreuses des composites hybrides

SUBMICRONIQUES de $0,1$ à $5 \mu\text{m}$ Charges céramiques ou vitreuses des composites hybrides à petites particules sphériques

INFRAMICRONIQUES de 7 à 40nm silice pyrolytique
(NANOCHARGES)

II CLASSIFICATION DES RÉSINES COMPOSITES

Depuis les années 80, plusieurs classifications ont été proposées : en fonction de la viscosité, du mode de polymérisation, de l'indication clinique ou de la taille des charges, qui est actuellement le critère de classification le plus utilisé.

II.1 EN FONCTION DE LA VISCOSITÉ, DU MODE DE POLYMÉRISATION, DES INDICATIONS CLINIQUES

VISCOSITE : Fluides < Moyenne < Compactables.

MODE DE POLYMERISATION : Chémopolymérisable, Photopolymérisable, Dual (chémo et photopolymérisable).

INDICATIONS CLINIQUES REQUISES : Antérieurs, Postérieurs, 'Universels'.

II.2 EN FONCTION DE LA TAILLE DES CHARGES

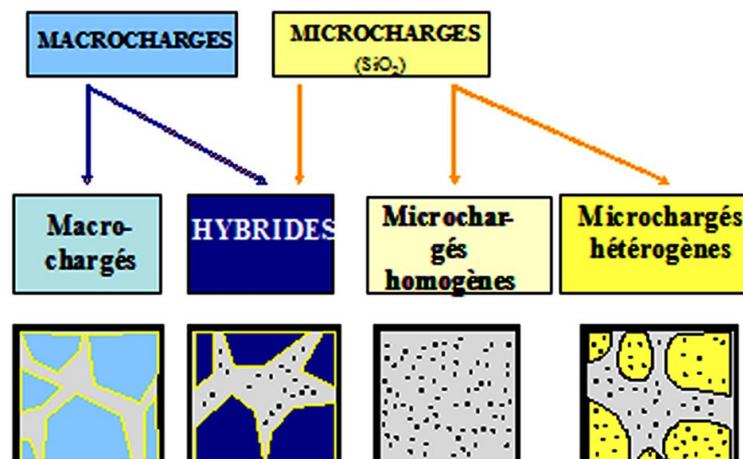
Plusieurs classifications ont été proposées et actuellement, il n'y a pas de classification universellement adoptée.

Les classifications suivantes sont présentées dans un ordre chronologique d'apparition dans la littérature :

a/ 3 familles de composites selon la taille moyenne des particules de charges de la phase organique (**Figure 8**) :

- MACROCHARGES ou traditionnels,
- MICROCHARGES :
 - homogènes (microcharges isolées),
 - hétérogènes (charges associées en complexes),
- HYBRIDES.

Figure 8 : Classification des résines composites en fonction de la taille des particules de charges



Comme les résines composites se sont rapidement développés (surtout la famille des hybrides), une distinction selon la taille des particules de charges a été rapidement adoptée. Voici deux exemples :

Tableau 2 : Catégorie de taille des particules

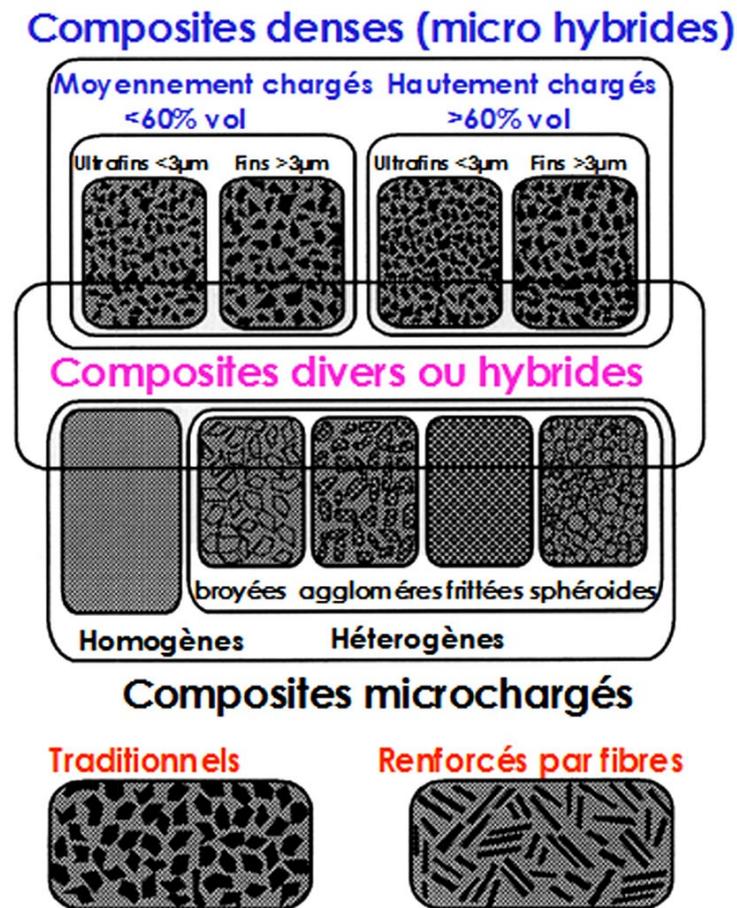
Catégorie	Taille
MEGA	0.5 à 2 mm
MACRO	10 à 100 μm
MIDI	1 à 10 μm
MINI	0.1 à 1 μm
MICRO	0.01 à 0.1 μm
NANO	0.0005 à 0.01 μm

Tableau 3 : Taille moyenne des particules de charges des résines composites hybrides

Taille des charges (taille moyenne)	Résines composites hybrides
< 10 μm	Hybrides
< 5 μm	Hybrides à fines particules
< 3 μm	Hybrides à particules ultrafines
< 1 μm	Hybrides submicroniques

b/ Classification de Willems et coll (Willems et coll, 1992) : en fonction du diamètre, du pourcentage, de la morphologie, de la nature de l'homogénéité des charges (**Figure 9**)

Figure 9 : Classification des résines composites selon Willems (Willems et coll, 1992)

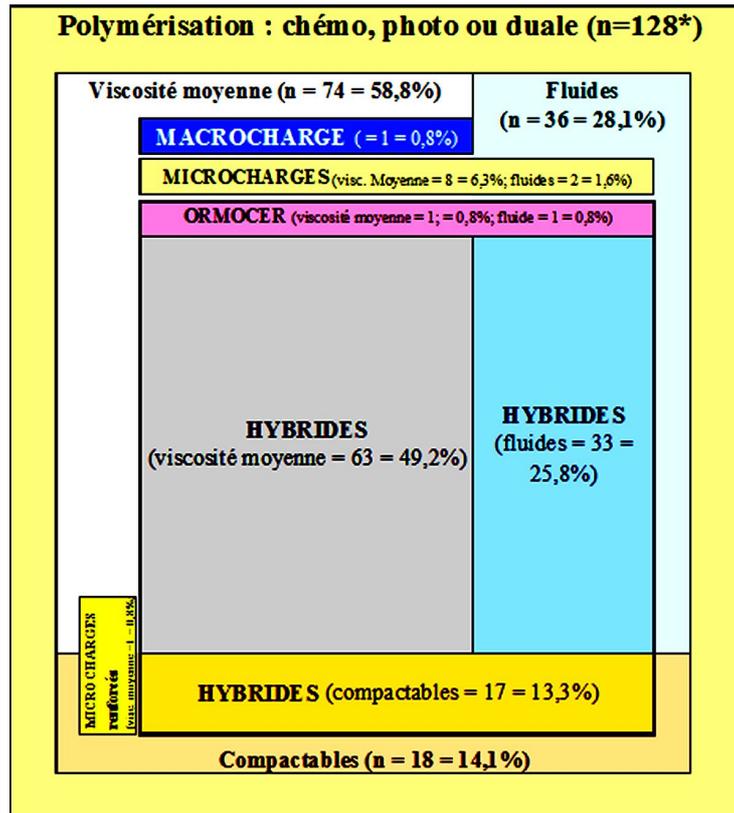


II.3 EN FONCTION DE LA TAILLE DES CHARGES ET DE LA VISCOSITÉ

Cette classification compte 3 familles de composites (Figure 10): Hybrides, Macrochargés et Microchargés.

Elle tient compte en premier lieu de la **dimension des charges** qui déterminent de nombreuses propriétés du matériau. Elle tient compte de plus, de la **viscosité** du matériau ; le **mode de polymérisation** est mentionné, la plupart étant photopolymérisables à l'exception des composites hybrides indiqués pour les reconstitutions corono-radicaux.

Figure 10 : Représentation schématique de la part du marché des différentes familles de résines composites commercialisées en fonction de la viscosité du matériau



(le nombre absolu de matériaux ainsi que le % sont mentionnés entre parenthèses dans la figure). * Les composites hybrides dont l'indication clinique est la reconstitution coronaradiculaire (RCR) (n = 35) et les résines composites de scellement ne sont pas représentés sur ce schéma.

Les composites **MACROCHARGES** sont apparus les premiers, dans les années 60. Ils étaient chémo-polymérisables. Actuellement, il n'en reste qu'un. La taille des charges varie de 1 à 40 µm.

Afin d'améliorer l'état de surface et l'esthétique des composites, les fabricants ont commercialisé, dans les années 70, des composites **MICROCHARGES**, contenant des microcharges (SiO₂) de 0,04 µm. Cependant, comme l'incorporation de microparticules entraîne une augmentation rapide de la viscosité, rendant le matériau impossible à manipuler, des charges prépolymérisées (10 à 50 µm) contenant ces microcharges ont été incluses dans la matrice.

A côté des composites microchargés (viscosité moyenne ou compactable), on trouve également des composites **MICROCHARGES RENFORCÉS**. Ces matériaux ont sans doute été introduits pour concurrencer les microhybrides, puisque tout en ayant des microcharges, ils ont un taux de charges plus élevé. Il existe aussi un composite avec des charges organo-organiques, le Metafil CX® (Sun Medical) qui est le seul à avoir ce type de charges organiques.

La plus grande famille, toutes viscosités confondues, est celle des composites **HYBRIDES**. Ces matériaux sont commercialisés depuis les années 80. Ils contiennent un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions qui a permis d'augmenter le pourcentage de charges et les propriétés des matériaux. Compte tenu de l'importance et de la diversité de cette famille, elle a été subdivisée en fonction de la taille moyenne des particules de charges et de la présence de nano charges (2 à 70 nm) obtenues par la « nanotechnologie » : en **MICROHYBRIDES** (taille moyenne des charges < 1 µm) et en **MICROHYBRIDES NANOCHARGES** (taille moyenne des charges < 0,4 µm). Ils ont des propriétés mécaniques et physiques identiques aux composites hybrides et un potentiel esthétique ainsi qu'une aptitude au polissage identiques à ceux des microchargés.

La « nanotechnologie » a permis l'incorporation de nouveaux composés, de fabriquer des charges de dimension inférieure aux longueurs d'ondes visibles et par conséquent d'améliorer l'esthétique, l'état de surface et la résistance à l'usure du matériau. Le pourcentage de charges a pu être augmenté sans augmenter la viscosité, en diminuant la rétraction de prise et d'une façon générale, cela a amélioré les propriétés physiques et mécaniques du matériau. De plus, la création de charges directement liées à la matrice permet de renforcer la cohésion entre les phases organique et inorganique.

Actuellement, la majorité des hybrides sont des microhybrides. Les composites destinés aux reconstitutions corono-radicaux, nombreux pour cette indication clinique, sont tous des composites hybrides.

Les OrMoCers, commercialisés en 1998, sont en fait des composites microhybrides dont la phase inorganique a été modifiée (cf. charges organiques, page 5). La taille des charges varie de 1 à 1,5µm et des nano particules y sont incorporées.

Tous les composites de ces 3 familles existent en viscosité **moyenne** ('**Universel**'). En 1996, les fabricants ont développé une viscosité **fluide** pour des indications cliniques spécifiques (substitut dentinaire, microcavités, ...). Il existe des composites hybrides (microhybrides, microhybrides nanochargés), un ormocer et un microchargé fluides.

En 1997, des composites "packables" dits **compactables** ont été développés, comme matériaux alternatifs à l'amalgame. Ces matériaux devaient être placés en couche de 5mm et être condensés comme l'amalgame. Or, ils ne peuvent pas être condensés et leur dénomination peut paraître inadaptée bien qu'acceptée universellement. De plus, la rétraction de prise n'a pas disparu et des résultats catastrophiques ont été enregistrés avec certains d'entre eux, au début de leur commercialisation.

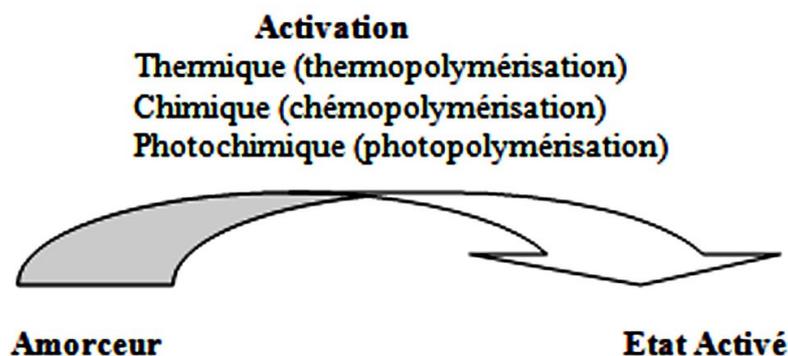
La plupart des fabricants commercialisent un composite de chaque famille, au moins en ce qui concerne la viscosité et certains fabricants ont même plus d'un matériau dans une même famille de composite.

III POLYMÉRISATION

III.1 POLYMÉRISATION DES RÉSINES COMPOSITES DENTAIRES

La polymérisation d'un composite dentaire est une réaction de polymérisation en chaîne. Le point de départ est la décomposition d'un amorceur en radicaux libres (= état activé) (Figure 6). L'activation peut être d'origine thermique (thermopolymérisation), chimique (chémopolymérisation) ou photochimique (photopolymérisation) (Figure 11)

Figure 11 : Représentation schématique de l'activation de l'amorceur dans la polymérisation



Dans les restaurations en technique directe, seules la chémo- et photopolymérisation sont utilisées.

Mécanisme de polymérisation radicalaire

= addition de type « Radicalaire homogène » en 3 PHASES :

- Phase d'INITIATION = activation des monomères par les radicaux libres (lent, énergie),
- Phase de PROPAGATION = addition, croissance du polymère (rapide),
- Phase de TERMINAISON = arrêt (disparition des radicaux libres) – (recombinaison).

Fin de la réaction = PHASE DE TERMINAISON :

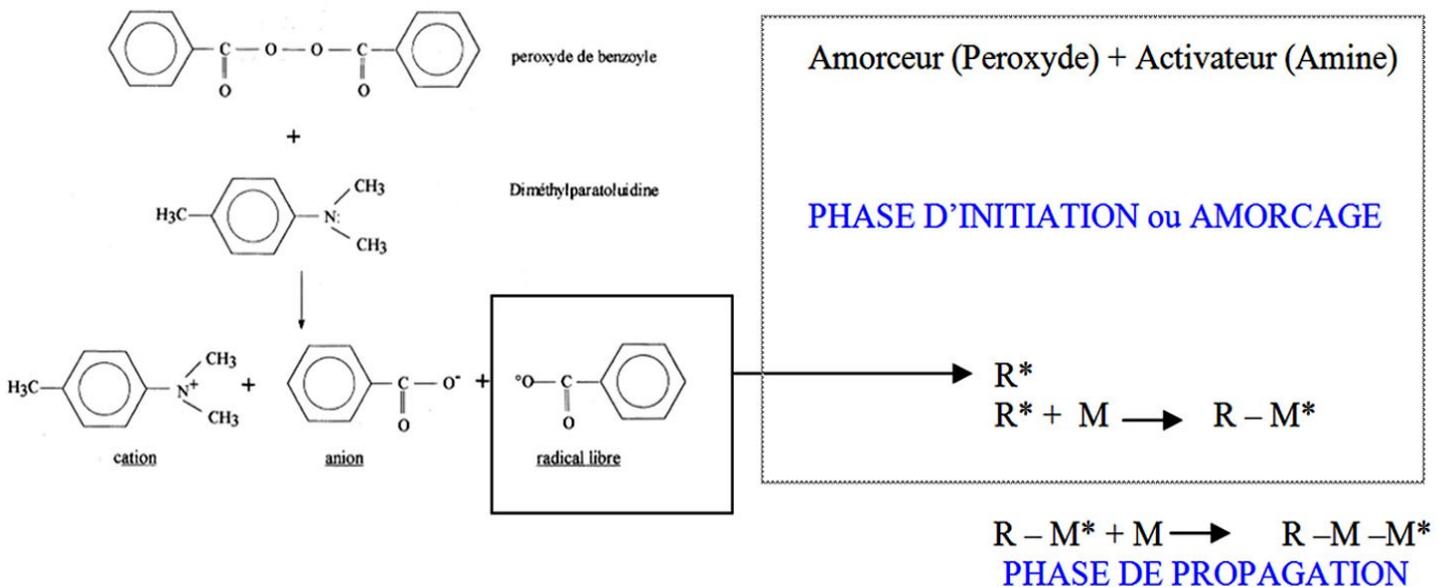
- combinaison de 2 chaînes en croissance par leur extrémité radicalaire (addition)
- fixation d'un fragment d'amorceur sur l'extrémité radicalaire
- saturation de l'extrémité radicalaire par H⁺ (dismutation)

III.1.1 La chémo-polymérisation

Principe de chémo-polymérisation

Un électron de l'azote (N) se fixe sur le peroxyde (de benzoyle) créant un radical libre (R^{*}). Il s'agit d'une réaction d'oxydo-réduction (Figure 12).

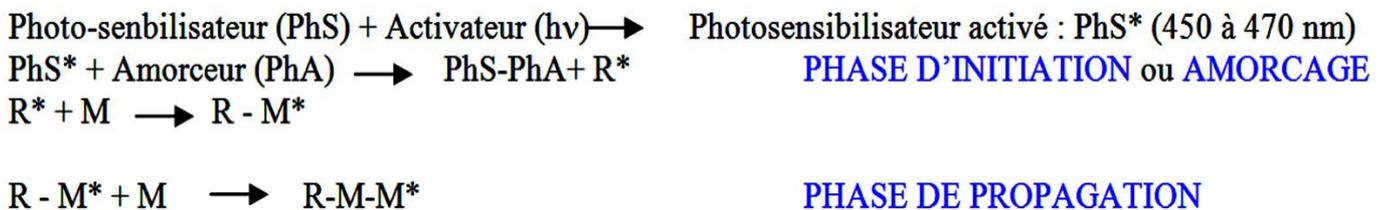
Figure 12 : Réaction de chémpolymérisation



R^* : radical libre, M : Monomère, M^* : Monomère activé

III.1.2 La photo-polymérisation. (Figure 13)

Figure 13 : Représentation schématique de la photopolymérisation



R^* : Radical libre, M : Monomère, M^* : Monomère activé

Avantages PhotoP / ChémoP :

- Porosité moindre,
- Répartition homogène des activateurs,
- Temps de travail modulable,

Qualité de la photo-polymérisation dépend :

- Puissance utile de la lampe,
- Distance source lumière / obturation,
- La couleur, le taux et la nature des charges.

Degré de conversion :

Le degré de conversion est le pourcentage de doubles liaisons $[C=C]$ qui se convertit en $[C-C]$ lors de la réaction de polymérisation.

Il n'est jamais de 100% et ne dépasse pas 50 à 60% pour les résines composites photopolymérisables. Le degré de conversion est fonction du mode de polymérisation : chémo- < photo- < thermopolymérisation.

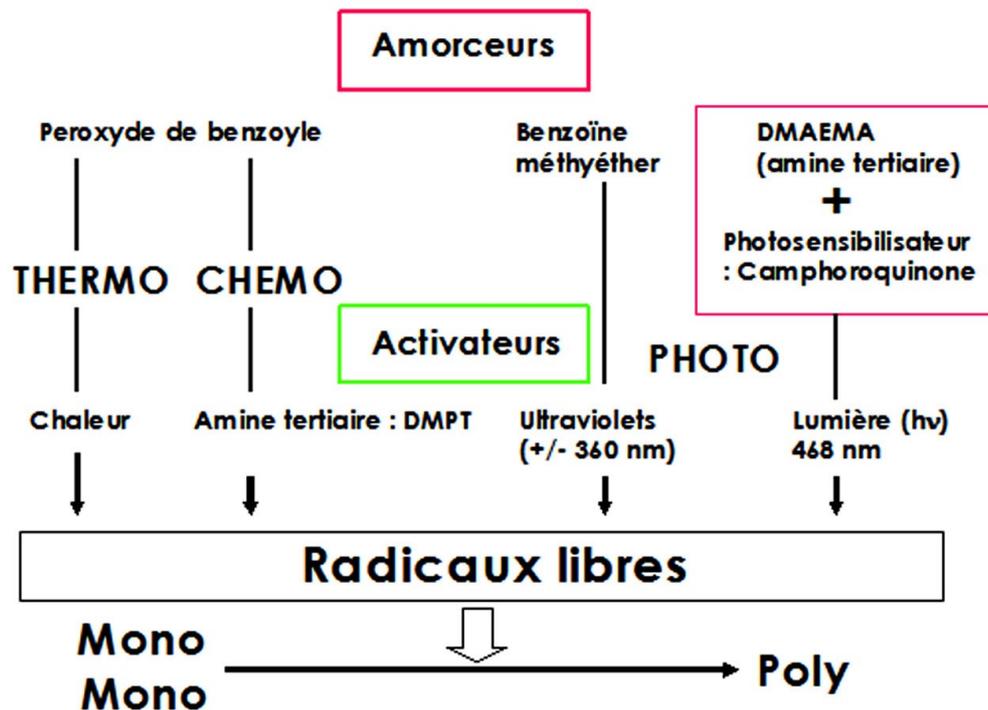
Il dépend :

- . de la nature de la matrice et des charges,
- . de la taille des charges,
- . de la teinte du composite,
- . de la puissance de la source lumineuse,
- . du temps d'irradiation.

Plus les charges ont un indice de réfraction proche de celui de la matrice, plus la transmittance est élevée. Donc à puissance équivalente, une même source photonique permettra de polymériser une plus grande épaisseur de matériau.

III.2 PRINCIPAUX MODES DE POLYMÉRISATION DES COMPOSITES DENTAIRES - RÉSUMÉ (FIGURE 14)

Figure 14 : Principaux modes de polymérisation des composites dentaires



La technique de polymérisation par les rayons ultraviolets n'est plus utilisée depuis plusieurs années.

Comme mentionné précédemment, la thermopolymérisation n'est pas utilisée dans les restaurations en technique directe (cf. technique de restauration indirecte).

IV PROPRIÉTÉS DES COMPOSITES

Il faut garder à l'esprit que les propriétés mesurées *in vitro* ne sont pas directement corrélées aux résultats des essais cliniques. Néanmoins, le renouvellement commercial fréquent des matériaux 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 physiques vont donc nous guider pour la sélection de ces matériaux.

IV.1 IMPORTANCE DE LA PHASE INORGANIQUE : POURCENTAGE DES CHARGES

On peut constater que le pourcentage de charges varie de façon importante d'une famille à l'autre et au sein d'une même famille de composites (tableau 4).

D'une façon générale, les composites **microchargés** (52,0 à 57,1 % en poids ; 38,1 à 42,7 % en vol.) et les composites **fluides** (Hybrides : 64,5 % en poids, 45,9 % en vol.; Ormocers : 63,0 % en poids) ont un taux de charges inférieur aux composites à viscosité **moyenne** et aux **compactables** (72,8 à 84,0 % en poids ; 58,5 à 67,0 % en vol.).

Parmi les hybrides (microhybrides, nanochargés), le taux de charges est similaire. De même, les composites compactables (77,0 à 86,0 % en poids ; 46,0 à 67,0 % vol.) n'ont pas un taux de charges supérieur aux hybrides à viscosité moyenne (78,0 % en poids ; 60,0 % en vol.).

Connaître le taux de charges du matériau que l'on utilise est un élément essentiel pour prédire le comportement clinique de celui-ci. Il faut, par contre, rester prudent sur les chiffres bruts annoncés parce que la mesure du pourcentage de charges dépend de la technique utilisée.

IV.2 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Tableau 4 : Propriétés des résines composites

Famille	Viscosité	Nb	Taille des particules de charges	% charges (poids)	% charges (volume)	Module d'élasticité (GPa)	Résistance à la flexion (MPa)	Dureté Vickers	Rétraction de prise
Macrochargé	Moyenne	1	1 à 40 µm	78,0	67,0	12,3	109,7	62,3	1,8 - 2,4
Microchargés et Microchargés renforcés	Moyenne	9	Particules prépolymérisées de 10 à 50 µm. Microcharges de 0,04 µm	57,1 (46,0 - 77,0)	42,7	5,2 (2,3 - 9,2)	66,3 (48,4 - 90,0)	30,8 (15,4 - 54,7)	3,08
	Fluide	2		52,0 (45,0 - 59,0)	38,1	4,4	96,0	30,0	Non disponible
	Moyenne	2		72,8 (69,0 - 76,5)	58,5	6,8 (6,0 - 7,7)	90,4 (78,0 - 102,8)	35,0	3,15
	Compactable	1		77,0	46,0	6,5	125,0	41,5	2,7
Hybrides	Moyenne	45	1 à 1,5 µm / Macrocharges de 10 à 15 µm et microcharges de 0,04µm	78,0 (72,0 - 86,0)	60,0	9,3 (3,6 - 17,7)	109,8 (58,0 - 204,0)	57,0 (25,8 -	3,04
	Fluides	26		64,5 (45,0 - 76,0)	45,9	4,5 (1,9 - 5,9)	88,0 (42,8 - 114,3)	20,6 (8,5 - 30,0)	4,68
	Compactable	15		79,1 (66,0 - 86,0)	66,1	9,5 (2,9 - 14,6)	112,1 (51,2 - 150,0)	50,2 (24,2 - 74,0)	2,58
Ormocers	Moyenne	3	< 1 à 1,5 µm + Nanoparticules	76,7 (76,0 - 77,0)	59,4	6,9	100,4 (90,8 - 110,0)	49,1 (32,3 - 65,8)	2,05
	Fluide	1		63,0	Non disponible	4,4	86,7	20,6	2,92

IV.2.1 Résistance à la flexion

(Tableau 4)

La résistance à la flexion est évaluée selon la norme ISO-4049 et revêt une importance « clinique ». Ce test permet de simuler certaines contraintes occlusales exercées sur les restaurations dans la cavité buccale. Dans les régions postérieures, les composites doivent être les plus résistants possibles pour supporter les forces masticatoires. Dans ces zones, il est indispensable d'utiliser un matériau ayant une résistance à la flexion élevée.

Elle varie fortement entre les différentes familles de composites et au sein d'une même famille. D'une façon générale, les **hybrides** (médium ou compactables) ont une résistance à la flexion similaire et supérieure aux composites des autres familles. Néanmoins, certains **microchargés** ou **fluides** peuvent avoir une résistance à la flexion équivalente ou supérieure aux hybrides, médium ou compactables.

Hybrides (viscosité moyenne ou compactable) > autres composites

IV.2.2 Résistance à la traction

Etant donné le comportement fragile des résines composites, c'est un test de traction indirecte qui est réalisé, encore appelé test de compression diamétrale. Ce test renseigne sur la résistance du matériau aux forces latérales.

Les composites ont une résistance à la traction supérieure à l'amalgame (≈ 48 MPa) à l'exception des composites microchargés (≈ 40 MPa) et des composites fluides (≈ 35 MPa).

La résistance à la traction des composites macrochargés (53.4 MPa) et surtout des hybrides (≈ 52 à 72 MPa) est plus élevée que celle des microchargés.

Hybrides (viscosité moyenne ou compactable) \geq Macrochargés $>$ Amalgame $>$ Microchargés, composites fluides.

IV.2.3 Module d'Young

(Tableau 4)

Le module d'élasticité donne des informations sur le comportement du matériau soumis à des contraintes et caractérise la rigidité du matériau.

Il détermine à partir de quelle contrainte le matériau est déformé (ir)/réversiblement :

- Composites hybrides hautement chargés,
- Composites macrochargés,
- Composites microchargés

Plus le module d'élasticité est élevé et moins le matériau se déforme sous la contrainte et par conséquent, plus il est rigide. Il joue, avec le système adhésif, un rôle important dans la prévention de la percolation, les récurrences de caries et les discolorations marginales.

- Intérêt du Module Young élevé : le matériau est rigide, mais risque fracture de la dent (rigide) à amalgame.
- Intérêt du Module Young faible : suit les contraintes dentaires (classe V, matériau non expulsé).

A l'exception d'un composite hybride à viscosité moyenne qui a un module d'élasticité avoisinant celui de la dentine, aucun composite n'atteint le module d'élasticité de l'émail ($\approx 82,5$ GPa) ou de la dentine ($\approx 18,5$ GPa).

Les composites **fluides** et **microchargés** présentent les modules d'élasticité les plus faibles alors que les **compactables**, les **hybrides** à viscosité moyenne ont des modules d'élasticité similaires et en moyenne plus élevés.

Il faut néanmoins rester prudent parce que les valeurs varient au sein d'une même famille et chaque famille ne comprend pas le même nombre de composites.

Fluides, Microchargés $<$ Hybrides, compactables.

IV.2.4 Dureté

La dureté (ex. Dureté Vickers) peut être définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous charge. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion.

Elle est aussi utilisée pour évaluer le degré de conversion.

La dureté d'un composite est influencée par sa phase organique mais elle est hautement corrélée à son taux de charges (plus le matériau est chargé, plus la dureté est élevée) et les matériaux très durs sont difficiles à polir. Ceci explique les plus faibles valeurs des composites **microchargés** et **fluides**. Les compactables ne sont pas plus durs que les hybrides. Les valeurs obtenues sont bien inférieures à la dureté de l'émail (240 à 440 VHN) et toujours en-dessous de la dureté de la dentine (50 à 87 VHN).

Microchargés, Fluides < autres composites < Dentine < Email.

IV.2.5 Vieillissement et usure

L'usure a longtemps été considérée comme le point faible de ces matériaux. Elle a été améliorée par des progrès dans la composition et la technologie des charges, plus nombreuses et plus petites.

Le processus déterminant de l'usure n'est pas connu. Il y a une faible corrélation des études *in vivo* et *in vitro* (environnement buccal complexe) :

- . liquides buccaux de composition changeante,
- . pouvoir abrasif des aliments variable,
- . forces exercées cycliquement durant la mastication,
- . brossage, bruxisme.

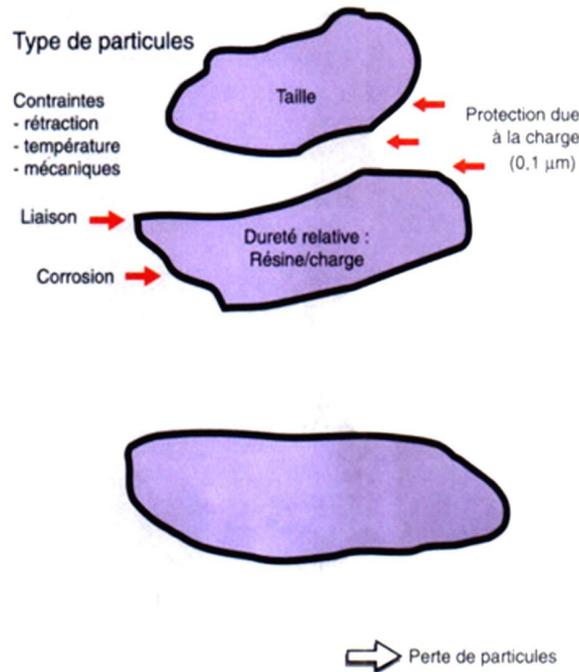
En fonction du mode de dégradation, on distingue plusieurs types d'usure :

- usure abrasive entre 2 corps (attrition) ou 3 corps,
- usure par fatigue, (contraintes thermo-mécaniques),
- usure adhésive (perte de substance par adhésion),
- usure corrosive (hydrolyse due à l'eau et température),
- usure tribochimique (frottement + attaque chimique),
- usure érosive (dûe aux particules transportées par la salive).

La matrice subit une usure plus rapide que les charges; l'agent de couplage s'hydrolyse (usure corrosive).

- Principaux facteurs intervenant dans l'usure des composites (Figure 15)

Figure 15 : Représentation schématique des phénomènes d'usure des résines composites



(Vreven J, Raskin A, Sabbagh J et coll, EMC, 2005).

Plusieurs théories proposent une interprétation de l'usure et de la dégradation des composites :

- Théorie des micro-fractures : Fondée sur la différence des modules d'élasticité matrice/charge.
- Théorie de l'hydrolyse du silane : Hydrolyse de la liaison matrice/charge en présence d'eau et de la salive.
- Théorie de l'absorption chimique : Interaction entre des composants salivaires et alimentaires
- Théorie de la protection : Usure dans des zones non exposées aux contacts occlusaux.

On distingue :

- CFOA (Contact Free Occlusal Area) :
 - . usures des aires occlusales sans contact,
 - . friction des aliments, dentifrices poils brosse à dents.
- FOCA (Functional Occlusal Contact Area):
 - . usures des aires fonctionnelles de contact,
 - . contacts dentaires pendant la mastication.
- PCA (Proximal Contact Area) :
 - . usure du point de contact,
 - . due aux légers mouvements des dents permis par le ligament parodontal.

L'usure clinique acceptable est de 40 à 50 μm par an (normes ADA). L'usure de l'émail au niveau des molaires est d'environ 50 μm par an et au niveau des prémolaires de 30 μm par an.

- **Mécanismes de vieillissement**

Le vieillissement peut être dû à la rupture entre le silane et les charges ou à la rupture de la chaîne du polymère :

1. Rupture entre les organo-silanes et les charges :

dans ce cas, le composite homogène devient l'association de deux phases hétérogènes non cohérentes qui entraîne l'usure, la fracture et/ou les dyscolorations.

Les causes primitives sont :

- défauts de surface (fissures liées au retrait de polymérisation, porosités créées par arrachage des charges lors du polissage).
- bulles d'air dans le composite (au conditionnement, à l'insertion dans la cavité).
- polymérisation incomplète du matériau.

2. Rupture des liaisons au sein de la chaîne :

sous les actions conjuguées de la température, de la lumière, de l'oxygène de l'air.

Les composites les plus résistants sont en général les hybrides mais le matériau n'est pas le seul facteur responsable ; il faut ajouter notamment la dimension et la localisation de la restauration ainsi que la mise en œuvre du matériau.

En résumé, l'usure est plus importante au niveau des molaires que des prémolaires et des autres dents, dans les restaurations de grande étendue que dans les petites, dans les zones subissant des contacts occlusaux et dans les premières années après la pose du matériau.

IV.3 PROPRIÉTÉS PHYSICO-CHIMIQUES

IV.3.1 Contraction de polymérisation

Le retrait de polymérisation des résines composites à base de matrice acrylique est inhérent à la réaction de polymérisation elle-même et dépend de leur composition chimique, de la fraction volumique des charges et du degré de conversion (mesure du degré de polymérisation) lors de la polymérisation qui n'est jamais totale et uniforme.

Les contraintes mécaniques apparaissant pendant et après la phase de polymérisation s'exercent simultanément dans les tissus minéralisés, dans le matériau et à l'interface entre les deux. Ces contraintes peuvent avoir de mauvaises conséquences cliniques : flexion des

cuspides allant jusqu'à des fractures des limites amélaire, sensibilités post-opératoires et formation de hiatus périphériques.

⇒ ⇒ **Contraintes à l'interface**

En principe, un pourcentage élevé de charges diminue le retrait de polymérisation à cause de la réduction du pourcentage de matrice résineuse. Or, les composites **hybrides** n'ont pas nécessairement un taux de rétraction de prise plus faible que les composites microchargés (Tableau 3). Ceci s'explique en partie par la présence de particules prépolymérisées dans les **microchargés** qui ne participent pas à la rétraction de prise. De plus, l'addition de diluants, afin de contrebalancer l'augmentation rapide de la viscosité des composites hybrides, due à l'augmentation du nombre de particules, augmente la rétraction de prise.

Les composites **fluides** se rétractent plus que les autres composites (Tableau 3), en raison, entre autres de leur plus faible pourcentage de charges.

Enfin, l'élément essentiel à prendre en compte, plus que le pourcentage de rétraction est la contrainte à l'interface dent-matériau qui dépend non seulement du pourcentage de rétraction mais aussi de la cinétique de polymérisation.

Pour limiter les conséquences cliniques, différentes procédures, adoptées depuis longtemps, restent d'actualité : technique d'obturation (stratification, quantité de matériau/couche), polymérisation (ex: "soft start" polymérisation), facteur de configuration (facteur C), etc...

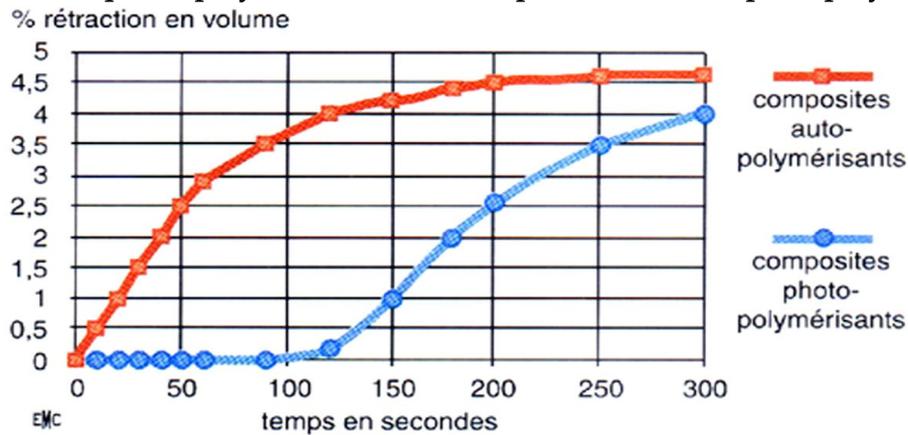
Conséquences cliniques :

- Tensions au niveau des tissus dentaires pouvant entraîner des flexions des cuspidés, des fragilisations ou des ruptures de l'émail,
- Déchirures +/- étendues et profondes au niveau du joint avec création d'un hiatus périphérique favorisant la percolation marginale, les dyscolorations, les réactions inflammatoires pulpaires, les récurrences de caries,
- Contraintes internes dans le matériau favorisant la rupture partielle ou complète de la liaison résine-particule, apparition de fractures cohésives dans le matériau.
- Diminution de la résistance mécanique.

Cinétique de la rétraction de prise des composites chémo-polymérisables et photopolymérisables.

La prise plus lente des composites chémo-polymérisables facilite la dissipation des contraintes de rétraction, bien que le pourcentage final de rétraction soit du même ordre (**Figure 16**).

Figure 16 : cinétique de polymérisation des composites chémo et photopolymérisables



(Vreven J et Raskin A, EMC, 1996)

Cette cinétique de polymérisation dépend, quel que soit le type de polymérisation, du mode de polymérisation (Standard, Pulsé, Exponentiel), du type de lampe (puissance, durée, type de source lumineuse), de la distance entre le composite et la source et, du type de composites (monomères, teinte).

IV.3.2 Propriétés thermiques

Elles interviennent également dans l'intégrité du joint périphérique :

- Coefficient de dilatation thermique.

Le coefficient de dilatation thermique des résines composites est 2 à 4 fois plus grand que celui des tissus dentaires :

- $25 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites macrochargés < $35 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- $22 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites hybrides < $35 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
- $45 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ < composites microchargés < $70 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

Rappel : Email : $11,4 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ & Dentine : $8,3 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

Des contraintes peuvent apparaître à l'interface matériau/dent lors des changements de température.

- Conductibilité thermique.

D'une façon simple, on peut dire que la conductivité thermique est l'aptitude d'un matériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie.

Les résines composites ont une faible conductibilité thermique ($1,09 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), proche de celle de l'émail ($0,93 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$) et de la dentine ($0,64 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$), contrairement à l'amalgame ($83 \text{ W.m}^{-1}\text{.K}^{-1}$).

La différence de coefficient de dilatation thermique entre la résine composite et les tissus

dentaires peut entraîner des contraintes à l'interface matériau/dent lors de changements de températures mais la conductibilité thermique des résines composites étant semblable aux tissus dentaires et faible, il faut probablement des changements de température prolongés pour que ces contraintes puissent être transmises.

IV.3.3 Absorption hydrique et solubilité

Une parfaite étanchéité nécessiterait une interface de l'ordre du nanomètre.

Le comportement hydrique est en relation directe avec la qualité de la polymérisation.

- Absorption d'eau comprise entre 0,2 et 2,2 mg/cm².
- Solubilité dans l'eau après 2 semaines varie entre 0,01 et 2,2 mg/cm²,
- L'expansion volumétrique résultante (0,3 à 4%) compense la rétraction de polymérisation.

IV.3.4 Propriétés optiques et radiographiques

La réduction du nombre de teintes disponibles dans un système et l'apparition d'une nouvelle terminologie caractérise l'évolution colorimétrique des nouvelles résines composites. En effet, depuis quelques années, certains fabricants avaient multiplié le nombre de teintes afin de réaliser des restaurations d'un niveau esthétique élevé.

Cependant, cette approche se heurte aux limites de la perception visuelle et à la discrimination précise de la totalité des teintes par les praticiens (ΔE doit être > 3.3).

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

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

Les éléments lourds contenus dans les charges (numéro atomique élevé) permettent la visualisation radiographique.

IV.3.5 Adhérence

Une résine composite n'adhère pas spontanément aux tissus dentaires. Pour qu'il y ait adhérence aux tissus dentaires, il faut utiliser un système adhésif :

- Mordançage de l'émail (micro-rétentions), de la dentine (ouverture des tubuli), conditionnement ou élimination de la boue dentinaire,
- Agent de couplage amélo-dentinaire : les meilleurs résultats sont obtenus avec des adhésifs chargés et ayant un solvant ne contenant pas d'acétone (volatile, très opérateur dépendant).

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. La **consistance** de ces matériaux a également été diversifiée puisque proposés initialement en une seule viscosité « classique », moyenne, ils existent maintenant 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 et les ormocers, les résines composites se sont fortement développées.

On peut distinguer actuellement trois familles de résines composites : les MACROCHARGES, les HYBRIDES et les MICROCHARGES, 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).

V ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- Raskin A, Salomon JP, Sabbagh J. : Les résines composites □ Classification / Evolution. Réalités Cliniques, 2006, accepté à la publication.
- Sabbagh J. : Physical and mechanical characterization of resin-based materials. Thèse de doctorat, Février 2004, Bruxelles □ Belgique.
- Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersch G, Leloup G. : Résine composites. Encycl Méd Chir (Elsevier SAS, Paris), Odontologie, 23-065-E-10 :1-21, 2005.
- Vreven J, Raskin A. : Résines composites. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Odontologie, 23 065 E 10: 1 14, 1997.
- 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.