



HAL
open science

Moyens d'étude du vieillissement des résines composites en laboratoire

Jordan Levy

► **To cite this version:**

Jordan Levy. Moyens d'étude du vieillissement des résines composites en laboratoire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02080453

HAL Id: dumas-02080453

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02080453>

Submitted on 26 Mar 2019

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

2017

Thèse N°: 5151

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G060

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 5 décembre 2017

par **LEVY Jordan**

**MOYENS D'ETUDE DU VIEILLISSEMENT DES RESINES
COMPOSITES EN LABORATOIRE**

Directeur de thèse : Docteur Julia BOSCO

JURY

M. le Professeur Pierre COLON

Président

Mme le Docteur Julia BOSCO

Assesseur

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Assesseur

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Assesseur

M. le Docteur Stéphane SIMON

Assesseur

UNIVERSITE PARIS DIDEROT – PARIS 7

Présidente de l'Université :

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie :

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Pierre COLON

Président

Mme le Docteur Julia BOSCO

Assesseur

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Assesseur

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Assesseur

M. le Docteur Stéphane SIMON

Assesseur

M. le Professeur Pierre COLON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence du jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma plus haute considération. Soyez assuré de ma plus sincère estime et de mon plus profond respect.

Mme le Docteur Julia BOSCO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de diriger ce travail, ainsi que la bienveillance avec laquelle vous m'avez guidé, pour vos conseils, votre disponibilité, votre patience et votre soutien, je vous en suis profondément reconnaissant. Avec toute ma gratitude, veuillez recevoir l'expression de mes remerciements les plus sincères, ainsi que mon plus profond respect.

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse et d'être mon juge. Merci pour votre gentillesse et votre pédagogie. Puissiez-vous trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur de vous voir siéger au sein de ce jury, pour les conseils que vous nous avez prodigués tout au long de nos années d'études, pour votre bienveillance et votre gentillesse, je vous prie de trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

M. le Docteur Stéphane SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Vous me faites l'honneur de siéger dans ce jury, veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect.

INTRODUCTION

1. Les résines composites	3
1.1. Définition/composition (Vreven et al. 2005) (Raskin, 2009) (Leprince et al. 2010).....	3
1.1.1. Phase organique	3
1.1.2. Phase chargée.....	10
1.1.3. Phase interfaciale	12
1.2. Classification des composites	14
1.3. Apport de la nanotechnologie (Melo et al. 2013).....	15
1.4. Propriétés des composites (Vreven et al. 2005) (Leprince et al. 2010)	17
1.4.1. Propriétés physiques	17
1.4.2. Propriétés mécaniques	19
1.4.3. Dégradation des composites (Raskin 2009).....	21
2. Vieillessement des résines composites in vitro	23
2.1. Différents procédés mis en œuvre au cours des études.....	23
2.2. Synthèse des différentes études portant sur le vieillissement et la dégradation des résines composites.....	25
2.2.1. Effets de l'immersion dans des milieux acides et autres solutions.....	25
2.2.2. Effets du brossage et de la mastication.....	33
2.2.3. Effets du vieillissement artificiel accéléré.....	42
2.2.4. Effets du thermocyclage	50
3. Intérêts du polissage	57

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

INTRODUCTION

Les résines composites sont aujourd'hui le matériau de choix utilisé dans le cadre des restaurations directes en odontologie conservatrice.

En effet, il s'est largement développé, aux dépens de l'amalgame, étant plus esthétique, plus conservateur, et ne libérant pas de mercure.

S'ils ont fait l'objet d'une nette amélioration au cours des dernières années, avec une usure moindre, des propriétés physiques augmentées, une rétraction de prise fortement diminuée, et une optimisation de ses propriétés esthétiques, les échecs cliniques restent cependant encore élevés.

Ces derniers sont dus principalement à la récurrence de carie, qui est liée à une rétraction de prise encore trop élevée, au différentiel de coefficient d'expansion thermique, mais aussi à la forte variabilité de l'adhésion dentinaire qui est praticien-dépendante (Vreven et al. 2005).

Les conditions dans lesquelles évoluent les restaurations composites au cours de leur service clinique les exposent à de nombreuses contraintes d'ordre mécaniques, physiques et chimiques.

C'est donc l'ensemble des conditions cliniques présentes dans la cavité orale couplées à certaines propriétés des résines composites qui sont encore perfectibles, qui mènent à ce taux d'échec encore non négligeable.

Dans notre travail, nous aborderons, dans un premier temps, certains rappels généraux sur les composites ; puis nous essaierons de mettre en évidence les différents procédés de vieillissement in vitro mis en œuvre lors des études parcourues afin d'évaluer leurs effets sur les résines composites.

Enfin, nous nous intéresserons à l'intérêt du polissage des restaurations composites.

1. Les résines composites

1.1. Définition/composition (Vreven et al. 2005) (Raskin, 2009) (Leprince et al. 2010)

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.

Dans le cadre de l'odontologie, on appelle « résine composite » un matériau composé d'une matrice organique résineuse (appelée aussi « phase organique », « phase dispersante », ou « matrice résineuse ») et d'un renfort constitué de charges (ou « phase chargée », ou « phase dispersée »).

La cohésion entre ces deux corps est assurée par un agent de couplage, un *silane*.

1.1.1. Phase organique

La phase organique représente en moyenne 25 à 50 % du volume du composite. Elle comprend la résine matricielle, les abaisseurs de viscosité, le système de polymérisation et divers additifs.

La résine est le composant chimiquement actif du composite : il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. Cette faculté de passer d'une composition plastique à un solide rigide rend possible l'utilisation de ce matériau pour la restauration en technique directe.

Cette phase joue un rôle de liant entre les charges et permet l'insertion du matériau sous forme plastique, mais elle a malheureusement une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé et une rétraction de prise importante ; elle influence ainsi le coefficient d'expansion thermique, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et la solubilité des résines composites.

Le pourcentage ainsi que la chimie de cette phase influencent également les propriétés mécaniques des composites.

1.1.1.1. Résine matricielle

Elle est le composant chimiquement actif du composite.

La matrice organique repose sur la chimie des méthacrylates, plus particulièrement des diméthacrylates, qui permettent la mise en place de réticulations au sein du polymère et qui présentent une toxicité moins importante que les résines acryliques. C'est au sein de ce réseau tridimensionnel que les charges sont dispersées et fixées.

Etant donné que le polymère en formation présente une faible flexibilité, seule une partie des monomères est convertie en polymère : le taux de conversion varie de 50 à 70 %.

La sélection du type de monomères va alors influencer la viscosité, la rétraction de prise, l'absorption d'eau et les propriétés mécaniques du composite.

- Bis-GMA (diméthacrylate glycidique de bisphénol A, aussi appelé « monomère de Bowen)

Il a été créé en 1956 par Bowen et est le premier matériau ayant été utilisé comme liant résineux dans les composites. La résine bis-GMA est le produit de réaction du bisphénol A avec un méthacrylate modifié, le méthacrylate de glycidyle. Sa synthèse s'effectue en deux temps avec une première réaction d'estérification, puis une réaction par addition au cours de laquelle l'eau hydrolyse la liaison ester du méthacrylate de glycidyle et du Bisphénol A pour donner naissance au Bis-GMA.

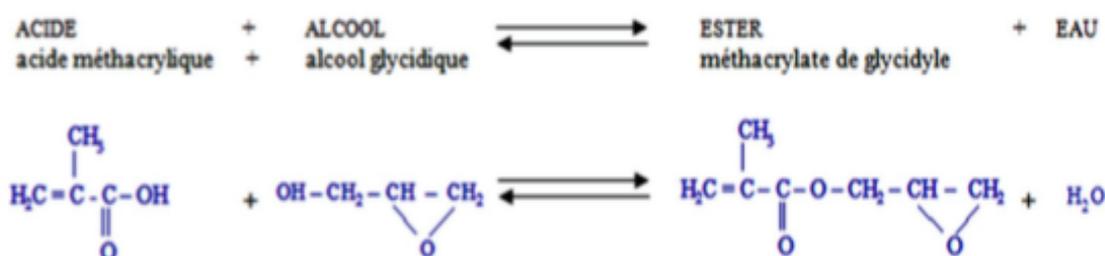


Figure 1- Réaction d'estérification de l'acide méthacrylique et de l'alcool glycidique (Raskin, 2009)

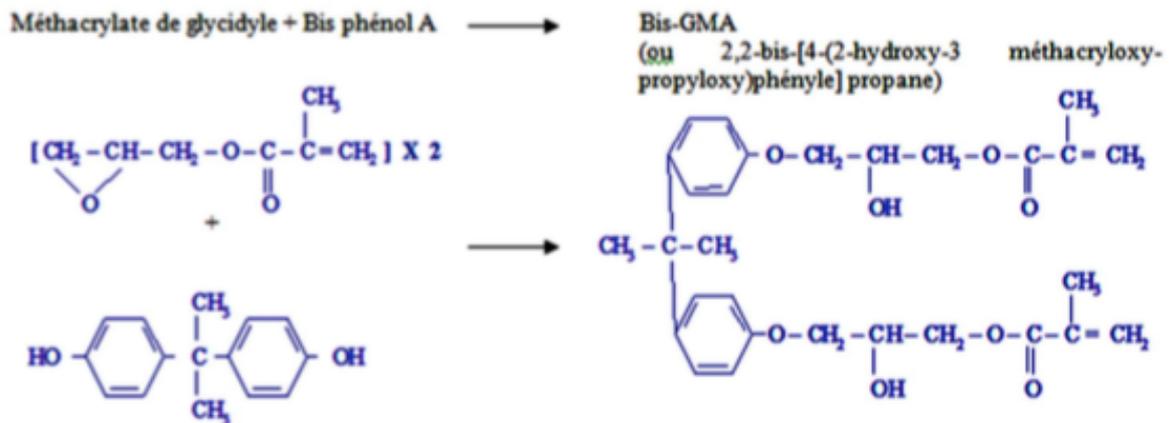


Figure 1- Réaction d'addition du méthacrylate de glycidyle et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA (Raskin, 2009)

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 deux doubles liaisons par molécule permettent non seulement l'allongement de la chaîne entre les deux sens, mais surtout la possibilité de former un polymère ramifié et réticulé (on parle de « cross-linkage »). Ce monomère est généralement appelé oligomère en référence à son poids moléculaire assez élevé (512) comparé à celui du méthacrylate de méthyle (MMA) (100).

Cette augmentation du poids moléculaire est bénéfique car le nombre de molécules d'oligomère par unité de volume est inversement proportionnel au poids moléculaire. Ainsi, il y a une rétraction de prise moins importante vu que le nombre de liaisons créées durant la polymérisation diminue (3 à 5 % pour le bis-GMA contre 21 % pour le MMA).

Cependant, le haut poids moléculaire entraîne également une augmentation de la viscosité.

- Diuréthanes (uréthane diméthacrylate, UDMA)

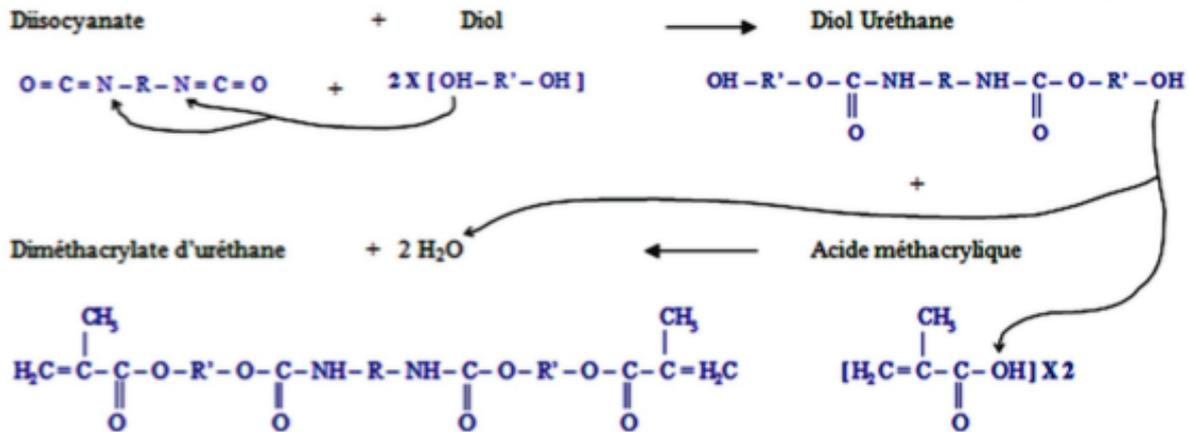


Figure 2- Réaction de formation de l'UDMA (Raskin, 2009)

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

- Autres oligomères

Les recherches s'attardent sur la mise au point de monomères sans ou à très faible rétraction de polymérisation (comme par exemple les *méthacrylates dendritiques* ou *hyperbranchés*, mais leur synthèse ne permet pas, pour le moment, de les combiner aux charges ou d'obtenir des propriétés mécaniques suffisantes).

Par ailleurs, un composite commercialisé sous le nom de Filtek Silorane® combine les *siloxanes*, hydrophobes, et les *oxyranes* (rétraction de prise inférieure à 1% et grande stabilité physico-chimique). Dans cette matrice résineuse annulaire, les charges et le système de polymérisation ont également été adaptés.

1.1.1.2. Diluants ou contrôleurs de viscosité

Les monomères qui constituent la résine matricielle sont des liquides très visqueux en raison de leur poids moléculaire élevé. L'addition d'une grande quantité de charges est alors impossible et donc leurs propriétés mécaniques sont insuffisantes. Ainsi, des monomères de faible viscosité, appelés *contrôleurs de viscosité* ou *diluants*, sont ajoutés.

Généralement, on utilise :

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

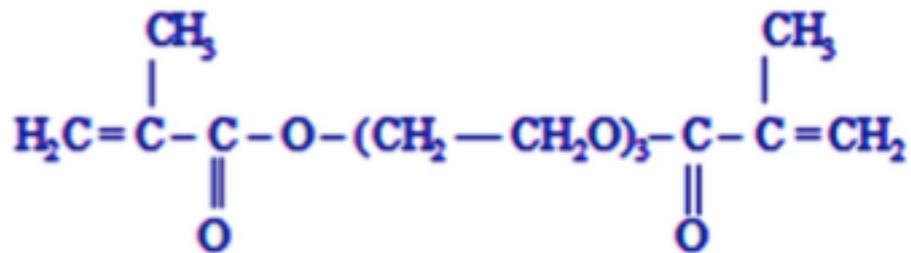


Figure 3- TEGDMA (Raskin, 2009)

Le diluant le plus utilisé est le TEGDMA ; on retrouve souvent dans la composition de nombreux composites une matrice organique composée de Bis-GMA/TEGDMA dans un rapport de 7/3 ou 6/4.

La quantité de diluants va varier selon la viscosité recherchée du matériau de restauration ; ainsi, plus le matériau est fluide, plus la quantité de diluants sera élevée.

Les propriétés physiques vont être influencées par la présence de diluant qui va augmenter la rétraction de prise (adaptation marginale réduite), rendre la résine plus flexible et moins cassante, et réduire sa résistance à l'abrasion. De plus, il existe également certains inconvénients au niveau de la biocompatibilité.

1.1.1.3. Inhibiteurs de prise

Ils se caractérisent par une forte réactivité avec les radicaux libres ; ainsi, si des radicaux libres sont formés (lors de l'exposition du composite à la lumière ambiante durant la manipulation par exemple), les inhibiteurs vont alors réagir en priorité avec les radicaux libres et ainsi empêcher un début de polymérisation du monomère. Une fois que tous les inhibiteurs de prise sont consommés, alors les radicaux libres induisent la polymérisation.

Grâce à ceci, le composite peut être conservé sans qu'une polymérisation spontanée se produise.

Les principaux inhibiteurs de polymérisation sont des dérivés des phénols :

- l'hydroxytoluène butylé ou BHT ;
- le 4-méthoxyphénol (MEHQ) ;
- l'hydroquinone (moins utilisée, pouvant provoquer des dyscolorations).

Il faut savoir que l'oxygène présente également un fort pouvoir inhibiteur de la polymérisation ; ainsi, les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air et cela entraîne alors l'absence de polymérisation d'une fine couche d'oligomères (50 à 500 μm) à la surface des polymères quel que soit le mode de polymérisation.

Les doubles liaisons n'ayant alors pas réagi rendent possible l'application du composite en incréments successifs puisqu'une liaison chimique va se créer entre chaque incrément à travers la couche initialement inhibée par l' O_2 .

1.1.1.4. Agents de polymérisation

On appelle « polymérisation » le processus par lequel le composite, initialement sous forme pâteuse (monomères, oligomères) se transforme en matériau dur (polymère).

La polymérisation repose sur la décomposition d'une molécule (amorceur) par un activateur en radicaux libres (R^*). Les radicaux libres ainsi formés vont alors initier l'ouverture de la double liaison vinylique du monomère (initiation) et l'élongation du polymère (propagation).



Figure 4- Représentation schématique de la polymérisation en chaîne : mécanisme de polymérisation radicalaire (Raskin, 2009)

En réalité, à température ambiante, l'amorceur se dégrade lentement et spontanément pour fournir des radicaux libres. Cependant, lors du stockage, ces radicaux libres vont réagir avec des inhibiteurs afin d'empêcher la polymérisation.

La réaction de polymérisation peut même s'effectuer sans activateur si on élève la température jusqu'à un certain niveau (réalisable dans des fours au laboratoire de prothèse).

Ainsi, en bouche, le rôle de l'activateur est de rendre possible cette polymérisation à température ambiante ou à 37°C dans le milieu buccal.

Tout cela explique les dates de péremption et le fait qu'il soit conseillé de conserver les produits au frais afin d'améliorer le temps de stockage.

Il existe deux types de composites : les composites *chémo* ou *autopolymérisables* et les composites *photopolymérisables*.

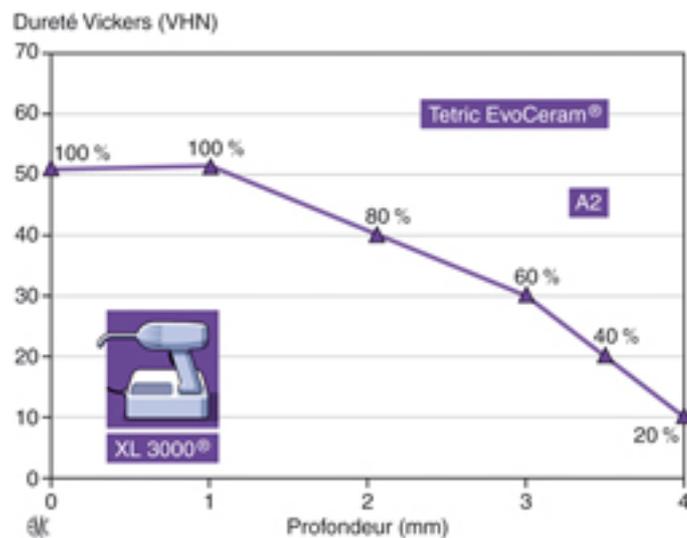


Figure 5- Evolution de la dureté (corrélée au degré de conversion) en fonction de la profondeur (les pourcentages se rapportent à la dureté de surface) (Leprince et al. 2010)

1.1.2. Phase chargée

C'est une phase inorganique qui est constituée par des charges qui renforcent le matériau.

La taille des particules varie entre 0,02 μm et 50 μm et le pourcentage de charges varie entre 46 et 88 % en poids (soit entre 26 et 74% en volume).

Ces charges se lient à la matrice par l'intermédiaire d'un silane (agent de couplage) et permettent notamment d'augmenter les propriétés mécaniques des composites. Leur incorporation permet de réduire la proportion de résine qui constitue le maillon faible du matériau.

La majeure partie des propriétés mécaniques va être optimisée par les charges, en particulier lorsqu'elles représentent plus de 55 à 60 % du volume. On note alors une augmentation de la résistance à la fracture et à l'usure, du module d'élasticité et de la dureté. La diminution de la fraction organique conduit également à une meilleure stabilité dimensionnelle avec une diminution de la rétraction de prise, une meilleure compatibilité du coefficient d'expansion thermique avec les tissus dentaire, une moindre absorption d'eau et une réduction de la déformation sous contrainte.

D'un point de vue clinique, la phase chargée va permettre de moduler la viscosité du matériau et va lui conférer son aspect radio-opaque, facilitant alors la détection des caries secondaires.

Mis à part l'augmentation de la charge, la diminution de la taille des particules va également jouer un rôle : rugosité inférieure (meilleur état de surface, et donc plus esthétique et moins agressif vis-à-vis des dents antagonistes), amélioration de la résistance à l'usure.

Cependant, plus les charges sont petites, plus la surface développée augmente, et donc plus la viscosité du mélange augmente. Ainsi, l'incorporation des microcharges est rapidement limitée par l'obtention d'une pâte inutilisable cliniquement ; mais les progrès dans le domaine de la nanotechnologie permettent de contrôler cette difficulté.

1.1.2.1. Types de charges

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

1. Les charges purement minérales sont formées de :

- Silice (SiO_2) ; sous formes cristallines (cristobalite, tridymite, quartz : dures et résistantes) et sous formes non cristallines (le verre : verre borosilicaté, présentant des qualités mécaniques et esthétiques intéressantes)
- Verres de métaux lourds ; conférant au matériau sa radio-opacité (silicate de verre de baryum ou de strontium, verre de dioxyde de zirconium, yttrium)

2. Les charges organiques sont constituées de résine matricielle polymérisée afin de diminuer la rétraction de polymérisation et le coefficient d'expansion thermique, d'améliorer les propriétés optiques et d'augmenter la dureté du matériau. Ainsi, on trouve actuellement des charges à base de céramique organiquement modifiée : les *OrMoCers*, qui sont des macromonomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate.

3. Les charges organo-minérales possèdent quant à elles 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.

Avec le développement des techniques de fragmentation, les macrocharges se sont rapprochées de la taille des microcharges et ont été appelées *midi* (1-10 μm) et *mini* (0,1-1 μm) –particules.

Par ailleurs, l'émergence des nanotechnologies a permis l'apparition de nouvelles charges : les nanocharges, qui sont des nanoparticules allant de 2 à 70 nm.

On distingue ainsi les macrocharges, obtenues par broyage du quartz ou de verres ; les microcharges obtenues par pyrolyse ou par précipitation ; et les nanocharges, obtenues par pyrolyse ou par procédé sol-gel.

1.1.2.2. 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 (TiO₂) et d'oxyde d'aluminium (Al₂O₃).

1.1.3. Phase interfaciale

Il s'agit de l'agent de couplage organo-minéral, qui réalise la cohésion entre les charges et la phase organique : cette molécule est en général un silane.

L'adhésion entre la résine et la charge facilite le transfert des contraintes entre ces deux composants et limite la perte des particules à la surface de la restauration.

Ainsi, la silanisation conduit à une augmentation des propriétés mécaniques du composite mais permet également de réduire la perte des particules due à la pénétration de l'eau entre la résine et les charges.

Cette molécule bifonctionnelle possède :

- a une extrémité un atome de Si lié à trois groupements OH qui interagissent avec les fonctions OH libres de la surface de la charge ;
- a l'autre extrémité un groupement méthacrylate qui réagit avec la résine matricielle pendant la polymérisation.

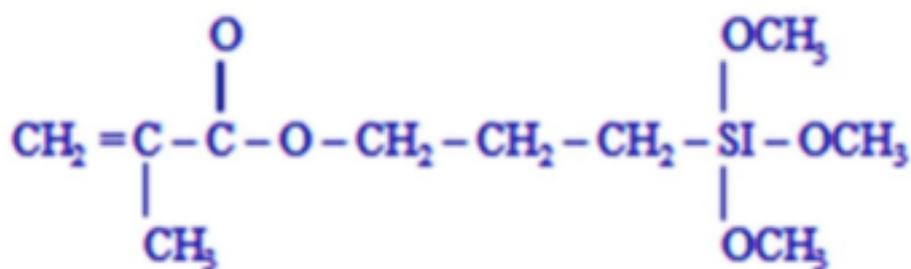


Figure 6-Silane : Méthacrylate de triméthoxysilylpropyle (Raskin, 2009)

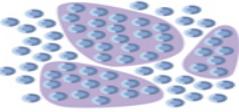
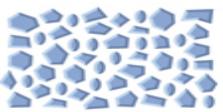
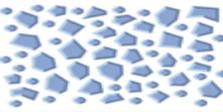
L'hydrolyse des liaisons établies entre les charges et la matrice conduit à la décohésion des phases organique et minérale, entraînant ainsi le vieillissement prématuré et rapide de la résine composite.

Il faut noter que le procédé de silanisation n'est pas chose aisée, notamment pour les charges de petit diamètre ; mais grâce à l'apport de la nanotechnologie, il est désormais possible de créer directement soit des charges organiques (type *OrMoCers*) soit des charges silanisées en un temps de synthèse.

1.2. Classification des composites

Plusieurs classifications existent, pouvant se baser sur la viscosité (composite fluide, à viscosité moyenne ou compactable), le mode de polymérisation (chémpolymérisable, photopolymérisable, Dual), l'indication clinique (antérieur, postérieur, universel, etc...).

La classification la plus répandue est cependant basée sur la taille moyenne des particules du composant le plus important en volume (d'autres paramètres sont également pris en compte tels que la viscosité, la chimie des charges, la distribution des charges et le mode de polymérisation).

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

EMC

Figure 7- Structure, pourcentage de charges (poids et volume) et distribution des charges des résines composites de viscosité standard (Leprince et al. 2010)

1.3. Apport de la nanotechnologie (Melo et al. 2013)

Ces dernières années, le développement des nanotechnologies a permis une amélioration des caractéristiques mécaniques et esthétiques des composites.

En effet, la nanotechnologie a permis d'apporter notamment une meilleure occupation de l'espace, et l'incorporation d'un maximum de charges au sein de la résine afin d'en améliorer les propriétés mécaniques mais aussi esthétiques.

En plus de cela, elle a permis l'émergence de nouveaux types de composites présentant des propriétés antimicrobiennes et reminéralisantes.

En effet, si le composite est devenu au fil des années le matériau de choix pour traiter la carie dentaire, les échecs cliniques sont encore nombreux et sont souvent dus à la récurrence de carie, c'est pourquoi les chercheurs se sont concentrés récemment sur l'ajout de substances dans les matériaux de restauration pouvant lutter contre ce phénomène et ayant un potentiel anticariogène.

- Approche antimicrobienne : les nanoparticules de métaux (d'argent et de zinc) ont suscité dernièrement un intérêt considérable en raison de leurs propriétés antimicrobiennes. L'effet antibactérien de ces agents nanostructurés est potentialisé par le rapport Surface/Volume élevé permettant la présence d'un plus grand nombre d'atomes à la surface et ainsi un contact maximum avec l'environnement. De plus, la petite taille de ces particules rend plus aisée la pénétration des membranes cellulaires.

Les nanoparticules d'argent vont avoir une action antimicrobienne contre un grand nombre d'espèces telles que *S. Mutans* et *Lactobacilles* qui va être proportionnelle à la quantité d'ions Ag^+ libérée. Si l'incorporation de telles particules peut entraîner une diminution des propriétés esthétiques du matériau, des concentrations de 0,5 à 1 % en ions Ag^+ suffiraient à bénéficier des propriétés antibactériennes sans trop altérer le rendu esthétique des restaurations mises en œuvre.

Les nanoparticules d'oxyde de zinc semblent également agir de manière intéressante sur les bactéries à Gram négatif et à Gram positif, notamment *S. Mutans*. Le mécanisme antibactérien des molécules d'oxyde de zinc repose sur la modification de l'activité de la membrane cellulaire et du stress oxydatif. Ils vont générer des molécules oxygénées tel que H_2O_2 qui vont alors inhiber la croissance bactérienne. En plus de ce phénomène, la lixiviation des ions Zn^{2+} dans les milieux de croissance bactérienne va constituer un obstacle au développement du biofilm en inhibant le

transport actif et le métabolisme des sucres ainsi qu'en perturbant les systèmes enzymatiques en déplaçant les ions magnésium essentiels à l'activité enzymatique des biofilms dentaires.

Les nanoparticules de polyéthylène et d'ammonium quaternaire semblent quant à elles provoquer une lyse bactérienne en se liant à la membrane cellulaire et en provoquant une fuite cytoplasmique par l'intermédiaire d'agents actifs polycationiques.

- Approche reminéralisante : certaines substance vont permettre une modulation de l'activité biologique afin de jouer sur l'équilibre de minéralisation.

Les nanoparticules de phosphate de calcium tels que *le phosphate monocalcique monohydraté (MCPM)*, *le phosphate dicalcique anhydre (DCPA)*, *le phosphate de tricalcique (TTCP)*, et *le phosphate de calcium amorphe (ACP)*, ont été développés afin de permettre une libération de calcium (Ca) et de phosphates (PO_4) dans le but d'augmenter le contenu minéral en cas de lésion carieuse. L'ACP est facilement transformé en phase cristalline pour donner du phosphate octocalcique et de l'apatite à la suite d'une croissance microcristalline. Ainsi, la présence d'ACP dans les résines composites est un moyen de libérer des ions calcium et phosphate en continu dans l'environnement buccal. Ces ions peuvent alors diffuser à l'intérieur de la résine pour créer une concentration locale élevée en ions à la surface, stimulant ainsi les précipitations et les dépôts d'hydroxyapatite au sein des structures dentaires.

Les nanoparticules de fluorure de calcium permettent, en étant intégrées dans la composition de certaines résines composites, de libérer des ions fluorures qui vont alors permettre la formation de cristaux enrichis en hydroxyapatite fluorée. Dans cette configuration, les ions fluorures F^- confèrent une plus grande stabilité aux cristaux, et ainsi une meilleure résistance aux attaques acides. Les ions fluorures peuvent également précipiter sous la forme de microcristaux de fluorure de calcium (CaF_2) qui vont constituer une réserve de fluorures immédiatement disponibles en cas de chute du pH. En effet, ces cristaux, relativement stables à pH neutre, se dissocient à pH acide, libérant alors des ions fluorures et calcium.

1.4. Propriétés des composites (Vreven et al. 2005) (Leprince et al. 2010)

1.4.1. Propriétés physiques

- **La rétraction de prise** représente l'inconvénient majeur des composites, même si elle a pu être réduite à moins de 2 % pour certains composites. Ce phénomène, appelé aussi **retrait de polymérisation**, est dû à la réaction de polymérisation qui est une réaction chimique en chaîne permettant la conversion des monomères de résine en un réseau de polymère. Ceci peut alors conduire à l'apparition d'un hiatus périphérique pouvant entraîner des douleurs post-opératoires, des dyscolorations et des caries secondaires ; mais aussi à la création de tensions au niveau des tissus dentaires et à une diminution de la résistance mécanique du matériau. La rétraction de prise du matériau va dépendre de plusieurs paramètres tels que : le type de résine (les monomères de poids moléculaire élevé, comme le bis-GMA ou les uréthanes diméthacrylates, subissent une plus faible rétraction volumétrique durant la polymérisation que les petites molécules telles que le méthacrylate de méthyle) ; les charges (un pourcentage élevé diminue la rétraction finale, même si en réalité, l'addition de diluants de type TEGDMA ou EDMA dans les composites hautement chargés afin de diminuer la viscosité due au taux de charge élevé augmente la rétraction de prise) ; la forme de la cavité (Le facteur de configuration, appelé *facteur C*, représente le rapport entre le nombre de surfaces collées et le nombre de surfaces libres dans une cavité ; plus il est important et plus les contraintes et la rétraction lors de la polymérisation seront élevées) ; le volume de matériau polymérisé (la rétraction croît avec le volume, c'est pourquoi il est préférable d'adopter des techniques d'obturation par stratification ou par incréments) ; le mode de polymérisation (chémopolymérisable ou photopolymérisable).

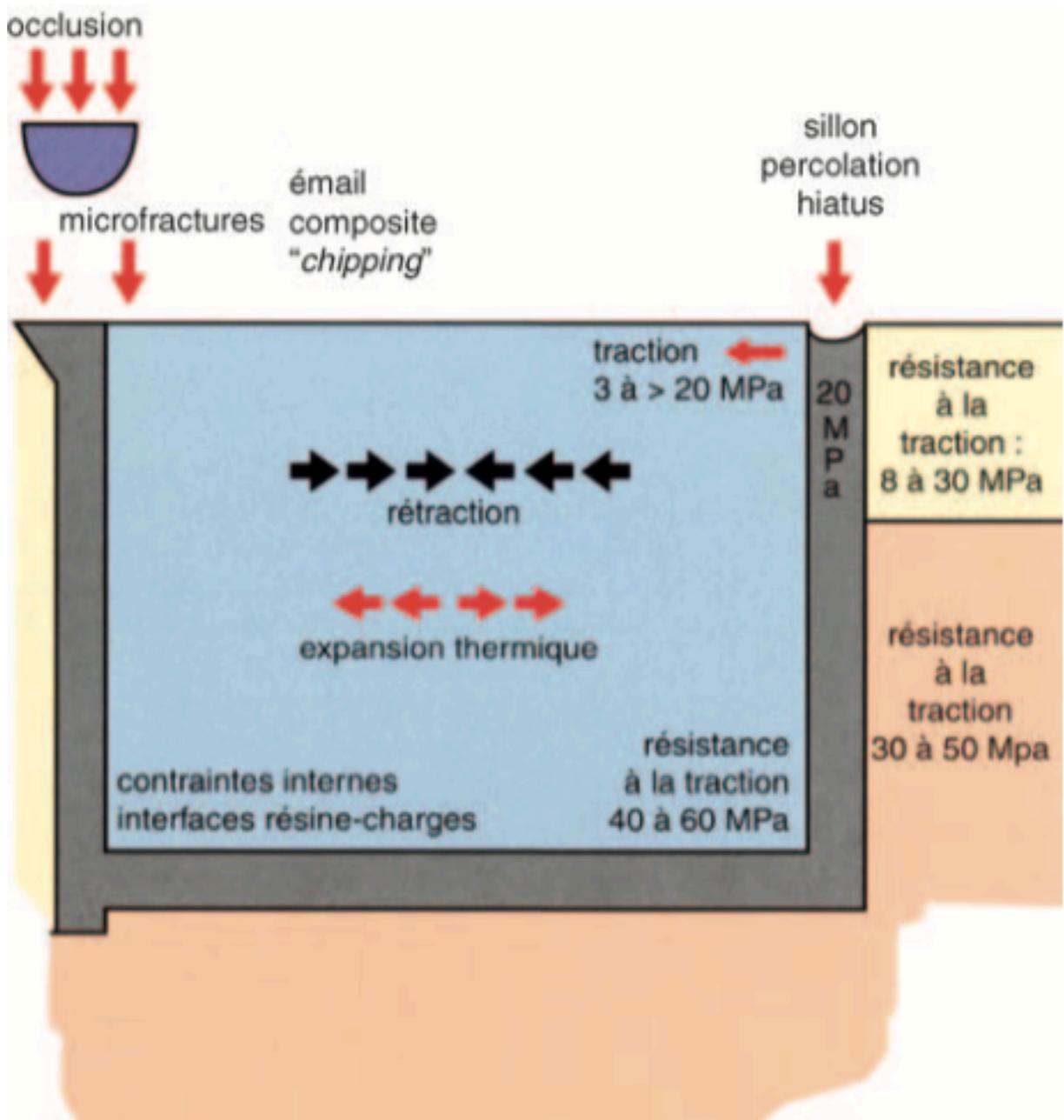


Figure 8- Principaux éléments entrant en compétition lors de la rétraction de prise des composites collés (Vreven et al. 2005)

- *Le coefficient d'expansion thermique (CET)* est la différence entre le CET du composite et celui des tissus dentaires (qui est environ trois à quatre fois moins important). Des contraintes apparaissent alors au niveau de l'interface dent/matériau lors de changements de température rapides (consommation de thé ou de glace par exemple). Il dépend du taux de charges : le CET est inversement proportionnel au pourcentage de charges. La valeur idéale est de 10 ppmK^{-1} .

- **L'absorption d'eau** du composite conduit à terme à la dégradation des restaurations en diminuant ses propriétés mécaniques et physiques (par rupture entre résine et charges mais aussi par hydrolyse des charges), et aussi esthétiques (coloration possible du composite par fixation de liquides colorés tels que le café ou le vin...). On l'évalue à environ 2 % en poids ou plus, selon le matériau. L'absorption d'eau est augmentée lorsque la concentration en charges diminue puisque l'eau s'infiltré dans le polymère. Une absorption minimale serait cependant bénéfique en provoquant une expansion du composite qui compenserait alors le retrait de polymérisation initial.
- **La radio-opacité** permet de détecter les caries secondaires sous le composite et d'évaluer l'adaptation marginale de la restauration. Elle est modulée par le pourcentage et le type de charges. On l'obtient grâce à l'incorporation d'éléments à numéro atomique élevé tels que le baryum, mais aussi le strontium, le zirconium, l'ytterbium, l'yttrium et le lanthane.

1.4.2. Propriétés mécaniques

- **La résistance à la compression** est un paramètre fréquemment mentionné car il est facile à déterminer. Cependant, son interprétation clinique reste assez difficile car il existe différents modes d'échec sous compression. Lorsqu'une compression est exercée sur les deux faces opposées d'un échantillon, on remarque l'apparition de contraintes de cisaillement le long de deux zones coniques près des surfaces d'application et des contraintes de traction le long de l'axe du cylindre. Les restaurations cèdent plus sous l'effet des forces de traction dues par exemple à l'application de forces générant le fléchissement (en effet, les composites ont une très faible résistance à la traction). Les composites présentent de manière générale des valeurs satisfaisantes de résistance à la compression : 300 MPa pour les composites conventionnels, 350 MPa pour les microfins et 400 MPa pour les hybrides universels. Cela est en majeure partie dû à la présence des charges inorganiques (les résines non chargées ont une résistance à la compression d'environ 80 MPa).
- **La résistance à la traction** est un paramètre plus délicat à évaluer mais qui est plus révélateur que la résistance à la traction. Pour les composites, le test classique est remplacé par celui de la compression diamétrale, aussi appelé *test indirect de traction* ; qui va évaluer la résistance du matériau aux forces latérales. Néanmoins, ce test montre également une grande dispersion dans les résultats car les composites ont

une sensibilité élevée aux défauts internes et aux petites microfractures de surface, impossibles à éliminer ; ainsi, la résistance à la traction de ces matériaux dépend aussi de la qualité de finition de surface.

- **La ténacité** ou *la résistance à la fissuration* est une propriété intrinsèque qui traduit la résistance d'un matériau à s'opposer à la propagation des craquelures (défauts). On peut la mesurer grâce à plusieurs tests tels que : le test de flexion 3 points, le test en tension compact et le test de double torsion. La ténacité des composites conventionnels est plus élevée que celle des composites microfins et fluides.
- **Le module d'Young** ou *module d'élasticité* permet d'évaluer la rigidité d'un matériau (plus il est élevé, plus il est rigide) et nous permet de savoir à partir de quelle force le matériau sera déformé, d'abord réversiblement, puis irréversiblement. On recherche pour le matériau un module d'Young proche de celui de la dent (et notamment de la dentine) afin de pouvoir résister à l'impact direct des forces masticatoires. En cas de module d'élasticité trop faible, le matériau peut se déformer et alors exercer des contraintes sur les parois de la cavité risquant de fracturer la dent.
- **La résistance à la fatigue** est un paramètre important car la répétition des contraintes mécaniques provoque des micro-fêlures qui peuvent alors conduire à des fractures par fatigue notamment au niveau des zones de contact occlusal, mais aussi au niveau des zones cervicales. En effet, la fatigue de la liaison interfaciale ainsi que les phénomènes d'hydrolyse de la couche d'adhésif seraient à l'origine de déformations au niveau cervical.
- **La dureté** définit la résistance à la pénétration d'un matériau ou à la déformation permanente par unité de surface. Elle est souvent mesurée afin d'évaluer le taux de conversion des composites. Dans l'idéal, le composite devrait avoir une dureté voisine de celle de l'émail ; mais en réalité, la dureté de l'émail reste nettement supérieure à celle de tous les matériaux composites. Les composites microhybrides universels sont les plus durs alors que les composites fluides et microfins sont les moins durs.
- **La résistance à l'usure** des composites a été grandement améliorée avec le temps même si le phénomène d'usure reste relativement compliqué à cerner tant l'environnement buccal est complexe et comprend un grand nombre de facteurs qui vont différer à chaque fois selon les individus (composition des liquides buccaux, pouvoir abrasif des aliments, température, force masticatoire, brossage, bruxisme, etc..). Ainsi, il n'existe qu'une faible corrélation entre les tests d'usure réalisés in vitro

et les résultats obtenus in vivo ; c'est pourquoi les études cliniques restent indispensables afin d'évaluer ce paramètre. On observe une usure plus importante au niveau molaire que prémolaire, dans les zones avec contacts occlusaux que sans, dans les grandes cavités que dans les petites. On admet en général qu'une usure de 40 à 50 µm par an est acceptable.

1.4.3. Dégradation des composites (Raskin 2009)

Au sein de la cavité buccale, les résines composites sont soumises à plusieurs contraintes qui mènent à leur dégradation et à leur usure au cours du temps. En effet, les conditions orales font que les restaurations composites vont être soumises à 3 types d'usure : la dégradation chimique, la dégradation mécanique et la dégradation physique.

La dégradation mécanique regroupe les usures causées par les contraintes mécaniques subies dans la cavité orale telles que la mastication, l'attrition, l'abrasion (souvent due au brossage mécanique).

La dégradation physique résulte des conditions orales auxquelles sont soumises les dents et les restaurations, à savoir principalement les changements de température et l'humidité.

La dégradation chimique est quant à elle due aux différentes particules transportées par la salive (enzymes, mais aussi composants provenant de l'alimentation).

Voici les différents types d'usure retrouvés classiquement au sein de la cavité orale :

- 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 à la température) ;
- usure tribochimique (frottements couplés à une attaque chimique) ;
- usure érosive (due aux particules transportées par la salive).

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

- rupture entre les organo-silanes et les charges ; dans ce cas, le composite homogène devient l'association de deux phases hétérogènes non cohérentes, entraînant alors l'usure, la fracture et/ou les dyscolorations ;

- rupture des liaisons au sein de la chaîne sous les actions conjuguées de la température, de la lumière, de l'oxygène de l'air.

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/charges ;
- Théorie de l'hydrolyse du silane : hydrolyse de la liaison matrice/charges en présence d'eau et de 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.

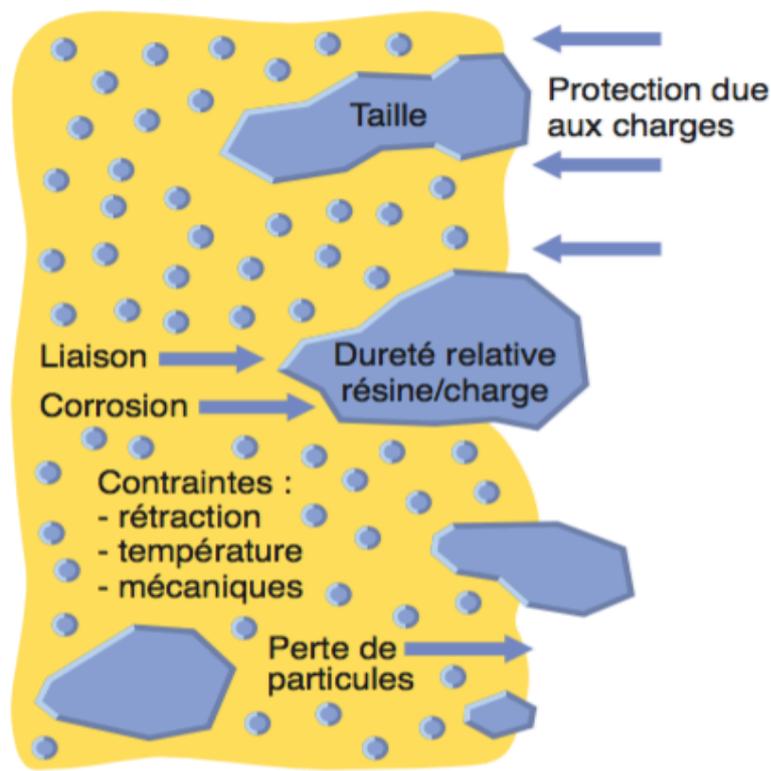


Figure 9- Principaux facteurs intervenant dans l'usure des composites (Leprince et al. 2010)

2. Vieillissement des résines composites in vitro

Les résines composites, même si elles ont été nettement améliorées au cours des dernières décennies, sont difficiles à mettre en œuvre et conservent un taux d'échec clinique relativement élevé. Afin de mettre en évidence leurs points faibles et de parfaire leur composition, de nombreuses études voient le jour chaque année, dans lesquelles différentes caractéristiques des résines composites sont testées.

2.1. Différents procédés mis en œuvre au cours des études

En parcourant les différents articles, on a pu noter que les mêmes techniques de vieillissement des résines composites revenaient souvent. Elles permettent de reproduire de manière plus ou moins fidèle in vitro les conditions cliniques que rencontreront les restaurations en résine composite in vivo. Evidemment, même si ces études et ces recherches nous permettent d'appréhender le futur comportement des composites testés en bouche, il est impossible de le prédire tant l'environnement buccal est complexe et comprend un grand nombre de facteurs qui vont différer à chaque fois selon les individus (composition des liquides buccaux, pouvoir abrasif des aliments, température, force masticatoire, brossage, bruxisme, etc..).

Voici les différentes techniques de vieillissement que l'on retrouve le plus souvent au sein des différents articles parcourus :

- ***Immersion dans des milieux acides et autres solutions et exposition à des variations de pH (pH-cycling).*** Cette exposition à différents liquides et à différents degrés de pH permet de simuler les différentes conditions in vivo d'un composite telles que les variations de pH, les liquides buccaux mais aussi l'alimentation.
- ***Simulation de brossage et simulation de mastication.*** La simulation de brossage est réalisée à l'aide d'un simulateur de brossage spécifique qui va simuler les divers mouvements de brossage sur les surfaces des dents; un nombre de cycles de brossage est fixé afin de simuler une période de brossage définie. La simulation de mastication est réalisée quant à elle à l'aide d'un simulateur de mastication qui est un dispositif

reproduisant les divers mouvements de la mâchoire lors de la mastication, tout en choisissant le nombre de cycles et les forces correspondantes. Pour les deux machines, l'opérateur peut choisir le liquide simulant la salive ou le dentifrice (eau distillée, lubrifiant, dentifrice, etc..).

- ***Vieillissement artificiel accéléré.*** Le vieillissement artificiel accéléré est mis en œuvre afin de pouvoir prédire la relative durabilité des matériaux exposés à des conditions similaires aux siennes en tentant de reproduire les environnements chimiques et physiques que l'on peut retrouver au sein de la cavité orale. Il est réalisé en plaçant les échantillons dans une chambre de vieillissement artificiel accéléré présentant un taux d'humidité de 100 %, au sein de laquelle il va y avoir une alternance de cycles où les échantillons seront exposés à des rayons ultraviolets UV-B (radiations comprises entre 280 et 320 nm) à une température avoisinant en général les 50 °C, et de cycles où les échantillons seront soumis à un processus de condensation en étant exposés à un mélange chauffé de vapeur d'eau saturée en oxygène (environ 50 °C). En suivant à peu près les mêmes paramètres, 382 heures de vieillissement artificiel accéléré correspondent environ à 10 ans d'ancienneté.
- ***Thermocyclage.*** Le thermocyclage simule le vieillissement artificiel à l'aide de changements de température cycliques. Tous les paramètres tels que le temps d'exposition, les températures et le nombre de cycles peuvent être facilement ajustés sur l'appareil. Au sein du thermocycleur, les échantillons sont alternativement immergés dans un bain d'eau chaude à 55 °C puis dans un bain d'eau froide à 5 °C. Avec cette conception de cycles thermiques, les changements de température se font d'une manière si rapide que cela aboutit à une simulation particulièrement réaliste des changements de température qui ont lieu dans la cavité buccale.

2.2. Synthèse des différentes études portant sur le vieillissement et la dégradation des résines composites

2.2.1. Effets de l'immersion dans des milieux acides et autres solutions

NOM DE L'ETUDE	OBJECTIF DE L'ETUDE	NOMBRE D'ECHANTILLONS	TESTS ET METHODE	CRITERE DE DECISION	PRINCIPAUX RESULTATS
<p>Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling</p> <p>(Valinoti et al. 2008)</p>	<p>Evaluer les effets des médicaments acides et des variations de pH sur l'altération de la surface des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 4 composites testés (3 microhybrides et 1 nanochargé) • 30 échantillons de chaque composite sont répartis en 3 groupes : contrôle (eau déminéralisée), E1 (Claritin®), E2 (Dimetapp®) 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la rugosité de surface avec un profilomètre • Exposition aux différents milieux et à des cycles de pH • Analyse au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA et Duncan) 	<ul style="list-style-type: none"> • Différence significative de l'altération de la surface des composites entre les groupes E1 et E2 et le groupe C • Rugosité de surface augmentée uniquement chez TPH® et Supreme® 	<ul style="list-style-type: none"> • Rugosité de surface légèrement affectée mais on note une certaine dégradation et érosion de la surface des matériaux • L'acidité titrable semble avoir une influence plus importante que le pH • Les composites présentant des volumes matriciels moins importants ont subi plus de dégâts (TPH® et Supreme®)
<p>Interaction between staining and degradation of a composite resin in contact with colored foods</p>	<p>Evaluer l'influence de certains aliments colorés sur la coloration et la dégradation des résines composites</p>	<p>80 disques de composite testés (Filtek Z-250®) répartis en 8 groupes (gardés au sec, eau déminéralisée, jus d'orange, jus de fruits de la passion, jus de raisin, ketchup, moutarde et sauce soja)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Evaluation de la couleur à l'aide d'un spectrophotomètre • Mesure de la microdureté Vickers à l'aide d'un microduremètre • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • La moutarde est la substance ayant eu le plus d'influence sur la coloration • Le jus de fruits de la passion a provoqué la plus grande diminution de la microdureté 	<ul style="list-style-type: none"> • La coloration et la dégradation des résines composites sont liées au degré de sorption d'eau du matériau (s'il absorbe de l'eau, il peut absorber d'autres fluides qui peuvent alors entraîner une coloration et une réduction des propriétés mécaniques en dégradant la matrice) • Cependant, les matériaux à tendance hydrophobe (tel Filtek Z-250®) auront tendance à être coloré par les

(Soares-Geraldo et al. 2011)					solutions hydrophobes
<i>Effects of various beverages on hardness, roughness and solubility of esthetic restorative materials</i> (Hamouda 2011)	Evaluer les effets de certaines boissons sur la dureté, la rugosité de surface, et la solubilité de différents matériaux de restauration esthétique	<ul style="list-style-type: none"> • 4 matériaux testés (CVI, CVIMAR, compomère, composite) • 24 échantillons de chaque matériau sont répartis en 4 groupes : eau déminéralisée (C), soda à l'orange (E1), jus de mangue (E2) et lait naturel (E3) 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la microdureté à l'aide d'une machine d'essai de microdureté Vickers • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Evaluation de la solubilité en effectuant une pesée avant puis après immersion à l'aide d'une balance électronique • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Les matériaux ont été plus affectés dans les milieux E1 et E2, plus acides, que dans les milieux C et E3 • Les paramètres évalués ont été moins affectés chez le composite (Composan LCM®) que chez les autres matériaux 	<ul style="list-style-type: none"> • Le milieu le plus agressif est celui présentant le pH le plus faible • Le composite testé est relativement peu affecté par le milieu par rapport aux autres matériaux testés • Corrélation négative entre la dureté d'une part, et la rugosité de surface et la solubilité d'autre part • Corrélation positive entre la rugosité de surface et la solubilité
<i>Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites</i>	Evaluer les effets d'une exposition à des liquides simulant l'alimentation suivie d'une simulation de brossage sur la	<ul style="list-style-type: none"> • 5 composites testés • 20 échantillons de chaque composite sont répartis en 4 groupes : salive artificielle (E1), heptane (E2), acide citrique (E3) et éthanol (E4) 	<ul style="list-style-type: none"> • Immersion dans le milieu pendant 7 jours • Puis échantillons soumis à 7500 cycles de brossage (simulant une période de brossage d'environ 6 mois) • Mesure de la rugosité de surface à l'aide 	La dégradation des différents composites est matériau-dépendante	La procédure de brossage réalisée immédiatement après la dégradation chimique causée par l'immersion dans les liquides a entraîné une augmentation de la rugosité de surface

(Voltarelli et al. 2010)	rugosité de surface des résines composites		<ul style="list-style-type: none"> d'un profilomètre Analyse au microscope électronique à balayage Analyse statistique des données (ANOVA) 		
<i>Chemical degradation of composite restoratives</i> (Yap et al. 2001)	Evaluer les effets de l'immersion dans certains milieux acides sur la dureté et la dégradation des résines composites	<ul style="list-style-type: none"> 4 composites testés 36 spécimens de chaque composite sont répartis en 6 groupes : S (salive artificielle), W (eau distillée), C (acide citrique), L (acide lactique), H (heptane) et E (éthanol) 	<ul style="list-style-type: none"> Mesure de la dureté Knoop de chaque spécimen avant et après immersion à l'aide d'un testeur de microdureté numérique (valeur DH = différence) Analyse de la surface au stéréomicroscope et mesure de la moyenne d'épaisseur de la couche de dégradation (valeur DL) Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> Tous les matériaux ont connu une diminution de la dureté après immersion dans le milieu E (éthanol) On a pu observer chez certains composites une valeur DH négative : la dureté aurait augmenté du fait de la polymérisation résiduelle 	<ul style="list-style-type: none"> Les effets sur la dureté et la dégradation chimique sont matériaux-dépendants Corrélation positive significative mais faible entre DH et DL
<i>Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental</i>	Evaluer les effets de certains liquides simulant l'alimentation (LSA) sur la dureté et la	<ul style="list-style-type: none"> 4 composites testés (1 à base de silorane, et 3 à base de méthacrylate) 50 spécimens de chaque composite sont répartis en 5 groupes : un groupe C (contrôle, à 	<ul style="list-style-type: none"> Test de résistance à la flexion (RF) à l'aide d'une machine d'essai universel Mesure de la dureté Knoop de 7 spécimens de chaque groupe à l'aide d'un microduromètre 	<ul style="list-style-type: none"> La RF du CBS a été affectée uniquement dans le groupe éthanol La dureté des CBM a significativement baissé dans les groupes eau distillée et éthanol 	<ul style="list-style-type: none"> La dureté du CBS est plus faible que celle des CBM car il présente un pourcentage de charges plus faible ; mais il démontre une meilleure stabilité car il est constitué d'une matrice plus hydrophobe (contrairement aux CBM qui présentent une plus grande adsorption d'eau due notamment à

<p>composite (Yesilyurt et al. 2009)</p>	<p>résistance à la flexion d'un composite à base de silorane (CBS) en comparaison avec d'autres composites à base de méthacrylate (CBM)</p>	<p>température ambiante), et 4 groupes tests T (eau, éthanol, acide citrique et heptane)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Analyse statistique des données (ANOVA) 		<p>la liaison hydroxyle)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Les charges du CBS (quartz et yttrium) sont plus résistantes aux attaques aqueuses que celles des CBM (zircone et silice)
<p><i>Influence of aging solutions on wear resistance and hardness of selected resin-based dental composites</i> (Chladek et al. 2016)</p>	<p>Evaluer les effets de certaines solutions de vieillissement sur la résistance à l'usure et la dureté des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 4 composites testés (3 photopolymérisables et 1 chimopolymérisable) • 20 échantillons de chaque composite sont répartis en 4 groupes : E1 (eau distillée), E2 (éthanol), E3 (Listérine®) et I (échantillons gardés pour une mesure initiale de la dureté) 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la dureté de Vickers à l'aide d'un microduromètre • Test de résistance à l'usure à l'aide d'un tribomètre (mesure des coefficients de friction après 3000, 6000 et 9000 cycles) • Puis mesure de la perte verticale maximale avec un profilomètre • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Les coefficients de friction ne présentent pas de différence significative selon les matériaux • Ils sont plus importants après immersion dans E1 et E2 que dans E3 (cela est dû au pouvoir lubrificateur du bain de bouche) • Usure verticale plus importante après immersion dans l'éthanol • Le composite HER® est le matériau le plus résistant à l'usure 	<ul style="list-style-type: none"> • Les effets des différentes solutions de vieillissement sur la dureté et l'usure sont matériaux-dépendants • Il n'existe pas de corrélation simple entre la dureté et la résistance à l'usure des résines composites, même si le ramollissement de certains matériaux testés a conduit à une baisse de la résistance à l'usure

Malgré les progrès considérables qui ont été réalisés concernant leur composition et leurs propriétés, les résines composites doivent résister à certaines conditions défavorables dans l'environnement buccal qui jouent sur leur intégrité et leur longévité. Ces différentes études ont pour but de simuler les conditions auxquelles sont exposés les matériaux afin de mettre en évidence certains de leurs points faibles. Bien que les propriétés physiques et mécaniques des résines composites soient des indicateurs qui prédisent leur comportement, d'autres aspects, telle que la biodégradation des matériaux, doivent être pris en compte.

Les conditions critiques de l'environnement buccal, tels que les changements de pH et l'humidité, favorisent la biodégradation des résines composites au cours du temps. *Söderholm et al.* avaient déjà mis en évidence le problème de la dégradation hydrolytique des résines composites en 1984 (Söderholm et al. 1984). Ces phénomènes ; qui sont des processus complexes, peuvent conduire à une désintégration matricielle du polymère, à la libération de monomères résiduels, à l'usure et à l'érosion de la résine ; et sont provoqués par l'alimentation, la mastication et l'activité bactérienne. *Söderholm et al.* ont étudié en 1996 le phénomène de lixiviation des charges (phénomène de dissolution chimique des charges au contact d'un milieu liquide) se produisant dans de l'eau distillée et dans de la salive artificielle (Söderholm et al. 1996). Ainsi, tout cela peut aboutir à une détérioration des propriétés mécaniques du matériau et à une réduction de leur durée de vie clinique.

Par ailleurs, la désintégration de la surface des résines composites a tendance à augmenter l'usure et la rétention de plaque, augmentant ainsi potentiellement le risque de carie secondaire.

Valinoti et al. ont pu noter que l'acidité titrable, qui est une mesure plus précise du contenu en acide total présent, était un meilleur indicateur que le pH, qui ne donne que la concentration initiale en ions H^+ et ne représente pas la présence d'acide non dissocié dans le milieu (Valinoti et al. 2008). En immersion dans un milieu acide, une hydrolyse des radicaux esters présents dans les monomères de diméthacrylate (Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA et TEGDMA) a lieu.

Cela conduit alors en général à une augmentation de la rugosité de surface, une diminution de la dureté et de la résistance à l'usure ; aboutissant ainsi à une diminution des propriétés physiques du matériau, favorisant la colonisation bactérienne et augmentant le risque de maladies bucco-dentaires.

L'étude de *Valinoti et al.* portant sur l'immersion des résines composites dans des médicaments acides a par ailleurs montré que plus le médicament était visqueux, et plus son

effet était nocif (car il y a alors une augmentation du contact avec la surface des composites) (Valinoti et al. 2008).

In vivo, les résines composites sont exposées de manière intermittente ou continue à des agents chimiques présents dans la salive, les aliments et les boissons. Le retrait de polymérisation et l'absorption de l'humidité du composite peuvent conduire à l'initiation et à la propagation de microfissures au niveau de l'interface dent/matériau. *Lee et al.* ont constaté que ce phénomène crée alors « un chemin » pour les différents agents chimiques qui pourront ultérieurement diffuser au sein du matériau et entraîner une dégradation plus rapide de ce dernier (Lee et al. 1995).

Hansen et al. ont remarqué au cours de leur étude que la dureté de surface des composites était significativement affectée par la sorption de l'eau et le temps de contact avec les milieux aqueux (Hansen 1983).

Soares-Geraldo et al. se sont intéressés dans leur étude à la question de la coloration des résines composites (Soares-Geraldo et al. 2011). D'après les études menées par *Topcu et al.* et *Reis et al.*, la coloration de surface d'un composite est principalement liée à l'absorption ou à l'adsorption de substances colorantes telles que celles trouvées dans le mode de vie du patient ou dans son régime alimentaire (Topcu et al. 2009) (Reis et al. 2003). Celui-ci comprend une large gamme d'aliments et de boissons colorées, qui peuvent affecter la couleur naturelle des restaurations, à différents degrés. Il est admis que la susceptibilité d'un composite à la coloration extrinsèque, ainsi que sa dégradation, peuvent être déterminées par son degré de sorption de l'eau. Selon *Bagheri et al.*, si le composite est capable d'absorber de l'eau, il peut également absorber d'autres fluides (Bagheri et al. 2005) qui entraîneront alors sa coloration et la réduction de ses propriétés mécaniques suite à la dégradation de la matrice polymère. L'absorption d'eau peut conduire à la diminution de la durée de vie des composites en plastifiant le composant de la résine, en hydrolysant le silane et en provoquant des microfissures. Les microfissures et les lacunes interfaciales (à l'interface entre la charge et la matrice) permettent alors la pénétration des fluides et la coloration du matériau. La capacité du matériau à absorber les fluides est fortement liée à sa nature. On a donc observé que les matériaux hydrophobes, avec l'absence de groupe hydroxyle dans leur composition, présentaient une faible absorption de l'eau, mais étaient plus colorés par des solutions hydrophobes ; tandis que les matériaux hydrophiles, avec un degré élevé de sorption d'eau, étaient davantage colorés par des substances hydrophiles dans des solutions aqueuses. En

conclusion, une exposition du matériau à un milieu acide affecte la surface de la résine et augmente donc sa sensibilité à la coloration.

Parmi ces articles, celui rédigé par *Voltarelli et al.* s'est intéressé aux conséquences que pourrait avoir un brossage dentaire suivant immédiatement une exposition chimique sur la résine composite (Voltarelli et al. 2010). *Larsen et Munksgaard* ont constaté en 1991 que les changements superficiels du matériau de restauration sont en partie associés à une dégradation chimique, ce qui adoucit et ramollit sa surface externe et le rend alors plus vulnérable à une abrasion mécanique (Larsen et Munksgaard 1991). Les chercheurs en ont conclu que la procédure de brossage réalisée immédiatement après une dégradation chimique causée par certains liquides conduisait à une augmentation de la rugosité de surface de la résine composite : dans un premier temps, l'immersion dans une solution chimique provoque des changements au niveau de la surface de la matrice résineuse, qui devient plus molle, provoquant alors l'exposition des particules de charge qui sont plus dures ; alors, dans un second temps, la procédure de brossage vient déloger une partie de la matrice organique et les particules de charges exposées.

On peut préciser également que dans certains tests réalisés, on a pu noter une augmentation de la dureté après immersion dans certains milieux : ceci s'explique par le phénomène de la polymérisation résiduelle.

Hamouda et al. ont comparé différents types de matériaux de restaurations, et sont arrivés à la conclusion que la résine composite était la matière la moins soluble dans les divers milieux, en comparaison avec les ciments verres ionomères et les compomères, qui présentent en général des tailles de particules plus importantes, un temps de prise plus long, et qui sont des matériaux plus sensibles à l'eau (Hamouda 2011).

En parcourant les différents articles, on peut souligner le fait que les effets des différentes solutions sur les résines composites sont matériaux-dépendants. En effet, ils vont être fortement influencés par la composition des matériaux, à savoir le type de monomères entrant dans la composition de la matrice, le type de charges, la concentration en charges, le degré de conversion, etc ...

Certains types de composite se sont montrés plus sensibles à la dégradation chimique car ils présentaient des tailles de particules de charges plus importantes et subissaient donc davantage de changements de micromorphologie de surface.

Les composites à base de Bis-GMA ont une solubilité augmentée de par leur sensibilité à l'eau plus importante (due à leur groupe hydroxyle).

Les monomères Bis-GMA, UDMA et TEGDMA possèdent un groupe hydroxyle qui favorise la sorption d'eau.

Un des articles, rédigé par *Yesilyurt et al.*, avait pour objectif de comparer les composites classiques, à base de méthacrylates, avec un composite commercialisé plus récemment, à base de silorane. L'étude a montré que le composite à base de silorane présentait une meilleure stabilité, car il est constitué d'une matrice plus hydrophobe (contrairement aux composites à base de méthacrylates, qui présentent une plus grande absorption d'eau, due notamment à la liaison hydroxyle). Par ailleurs, les charges du composite à base de silorane, le quartz et l'yttrium, sont plus résistantes aux attaques aqueuses que celles des composites à base de méthacrylates testés (à savoir la zircone et la silice) (*Yesilyurt et al. 2009*).

2.2.2. Effets du brossage et de la mastication

NOM DE L'ETUDE	OBJECTIF DE L'ETUDE	NOMBRE D'ECHANTILLONS	TESTS ET METHODE	CRITERE DE DECISION	PRINCIPAUX RESULTATS
<p><i>Influence of filler charge on gloss of composite materials before and after in vitro toothbrushing</i></p> <p>(Jassé et al. 2013)</p>	<p>Evaluer l'influence du pourcentage de charges d'un composite sur la brillance avant et après une simulation in vitro de brossage dentaire</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 5 résines composites testées avec des pourcentages de charges différents (40, 50, 60, 70 et 75 %) • 18 échantillons de chaque composite sont testés 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la brillance à l'aide d'un brillancemètre Novo-Curve® • Simulations de brossages d'une durée de 5, 15, 30 puis 60 min, correspondant approximativement à 6 ans de brossage • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • La brillance diminue de façon significative au cours des brossages • Plus les composites présentent un taux de charges élevé, et plus la brillance est importante à la fin des brossages 	<ul style="list-style-type: none"> • Ainsi, plus un composite présente un pourcentage de charges élevé, et plus il conservera un aspect brillant au cours du temps et des brossages • Ce paramètre est donc important à prendre en compte pour les tests de futurs composites à caractère esthétique
<p><i>Effects of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites</i></p> <p>(Voltarelli et al. 2010)</p>	<p>Evaluer les effets d'une exposition à des liquides simulant l'alimentation suivie d'une simulation de brossage sur la rugosité de surface des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 5 composites testés • 20 échantillons de chaque composite sont répartis en 4 groupes : salive artificielle (E1), heptane (E2), acide citrique (E3) et éthanol (E4) 	<ul style="list-style-type: none"> • Immersion dans le milieu pendant 7 jours • Puis échantillons soumis à 7500 cycles de brossage (simulant une période de brossage d'environ 6 mois) • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Analyse au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<p>La dégradation des différents composites est matériau-dépendante</p>	<p>La procédure de brossage réalisée immédiatement après la dégradation chimique causée par l'immersion dans les liquides a entraîné une augmentation de la rugosité de surface</p>

<p><i>Effect of Brushing Time and Dentifrice Abrasiveness on Color Change and Surface Roughness of Resin Composites</i></p> <p>(Roselino et al. 2015)</p>	<p>Evaluer les effets du brossage et de certains dentifrices abrasifs sur la coloration et la rugosité de surface des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 2 composites (un nanochargé et un nanohybride) et une céramique testés • 16 spécimens de chaque matériau sont répartis en 2 groupes (2 dentifrices ayant une abrasivité différente) 	<ul style="list-style-type: none"> • Spécimens soumis à 58 400 cycles de brossage mécanique, correspondant à 4 ans • Evaluation de la couleur à l'aide d'un spectrophotomètre (initiale, tous les 14 600 cycles de brossage, puis finale) • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un rugosimètre (initiale, tous les 14 600 cycles de brossage, puis finale) • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<p>Changement de couleur significatif uniquement pour le composite nanochargé</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Plus la durée de brossage augmente, et plus l'abrasivité du dentifrice est importante, plus le changement de couleur du composite nanochargé est important • Pas d'incidence sur la rugosité de surface
<p><i>Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load</i></p> <p>(Heintze et al. 2010)</p>	<p>Evaluer les effets du brossage et de la pression exercée lors de celui-ci sur la rugosité de surface et la brillance de 9 matériaux composites et 2 céramiques</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 9 composites testés (3 microchargés, 2 microhybrides, 3 hybrides et 1 macrohybride) • 8 spécimens de chaque matériau 	<ul style="list-style-type: none"> • Simulation de brossage avec un dentifrice présentant une abrasion relative de la dentine de 75 : durée de 10 h avec 3 types de pression exercée (100 g, 250 g, 350 g) • Mesure toutes les heures de la rugosité superficielle de surface à l'aide d'un capteur optique • Mesure toutes les heures de la brillance de la surface à l'aide d'un 	<p>Aucune détérioration significative pour les céramiques</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Plus le temps de brossage et la charge appliquée augmentent, plus la rugosité de surface augmente, et plus la brillance diminue (à l'exception des matériaux microchargés Heliomolar® et Adoro®) • Corrélation négative entre la rugosité de surface et la brillance

			brillancemètre • Evaluation au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA)		
<i>Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices</i> (Monteiro et Spohr 2015)	Evaluer la rugosité de surface de 2 résines composites après une simulation de brossage réalisée avec 3 dentifrices différents	<ul style="list-style-type: none"> • 2 composites testés (Empress Direct® et Z350 XT®) • 36 spécimens de chaque matériau répartis en 3 groupes (3 dentifrices différents) 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure initiale de la rugosité de surface à l'aide d'un testeur de rugosité puis après chaque cycle de brossage • Simulation de brossage avec une charge de 200 g et une vitesse de 250 cycles par minute : 5000, 10 000 puis 20 000 cycles de brossage réalisés, correspondant respectivement à 6, 12 et 24 mois de brossage • Analyse au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence significative entre les 2 matériaux • Le dentifrice OBW® a provoqué une rugosité de surface plus élevée que les autres dentifrices 	Plus le temps de brossage est élevé et plus la rugosité de surface est importante
<i>Two-body wear simulation influence on some direct and indirect dental resin biocomposites</i>	Evaluer les effets du thermocyclage et de la simulation de mastication sur la surface des résines composites	<ul style="list-style-type: none"> • 8 composites testés : 4 composites directs nanohybrides et 4 inlays composites de laboratoire (nano et 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 1000 cycles thermiques entre 5 et 55 °C, correspondant à 2 mois de performance clinique, puis empreintes des restaurations • Test de résistance mécanique à l'aide d'un 	Logiquement, l'analyse de la macromorphologie des restaurations montre que les composites directs présentent une moins bonne anatomie occlusale, adaptation marginale et un polissage moindre que les composites indirects	<ul style="list-style-type: none"> • L'utilisation d'une simulation d'usure à 2 corps permet de reproduire in vitro des conditions simulant la présence de multiples facteurs oraux. • Si tous les composites se sont détériorés, certains ont subi plus de dégâts que

<p>- a qualitative analysis</p> <p>(Caracostea et al. 2016)</p>		<p>microhybrides)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 80 cavités MOD restaurées avec 10 spécimens de chaque composite 	<p>simulateur de mastication (usure à deux corps et eau distillée en tant que lubrifiant) : 100 000 cycles, correspondant à 5 mois de performance clinique, puis empreintes</p> <ul style="list-style-type: none"> • Analyse des empreintes au microscope optique et au microscope électronique à balayage et enregistrement des surfaces occlusales à l'aide d'une caméra digitale et d'un scanner laser 3D 		<p>d'autres : la dégradation est donc matériau-dépendante</p>
<p>Two-body wear of dental restorative materials</p> <p>(Hahnel et al. 2011)</p>	<p>Evaluer la résistance à l'usure des résines composites à l'aide d'un simulateur de mastication</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Test de 14 composites directs, 1 composite indirect, et de l'émail • 8 spécimens de chaque matériau 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la dureté Vickers à l'aide d'un duromètre • Evaluation de la teneur en charge inorganique à l'aide d'une analyse thermogravimétrique • Simulation de mastication couplée au thermocyclage afin de représenter les conditions orales (600 cycles thermiques entre 5 et 55 °C) • Mesure de la perte verticale de substance et de la perte de volume à l'aide d'un profilomètre 	<p>Perte verticale de substance et perte de volume moindres pour le composite microchargé Heliomolar® ; plus importantes pour le composite macrochargé Quixfil® et le compomère, et intermédiaires pour les autres composites (notamment Filtek Silorane® et Admira®)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Comportements d'usure similaires entre les matériaux composites classiques et ceux à base de silorane et d'ormocer • Faible corrélation entre dureté Vickers, teneur en charge et résistance à l'usure

			<ul style="list-style-type: none"> • Analyse au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA) 		
<p><i>Effects of occlusal and brushing cycles on wear of composite resins in combined wear test</i></p> <p>(Wonglamsam et al. 2008)</p>	<p>Evaluer les effets d'une simulation de brossage combinée à une simulation de mastication sur l'usure des résines composites</p>	<p>4 composites testés</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Test d'usure combiné avec simulation de brossage (20 et 50 cycles) et simulation de mastication (50 et 150 cycles) répétées 100 fois • Mesure du volume d'usure et de la profondeur maximale d'usure à l'aide d'un microscope pour analyse 3 D assisté par ordinateur • Analyse statistique des données (ANOVA) • Analyse des surfaces d'usure au microscope électronique à balayage 	<ul style="list-style-type: none"> • APX® : augmentation du volume d'usure et de la profondeur maximale d'usure avec le nombre de cycles de mastication • Z100® : pareil • SRE® : augmentation significative du volume d'usure avec le nombre de cycles • SDX : aucune influence significative du nombre de cycles sur l'usure 	<p>Les 4 composites testés ont présenté des niveaux d'usure différents de par leurs différentes formes et tailles de particules de charges et de par leurs différences de composition au niveau de la matrice</p>

Les articles traités dans cette section portent sur les éventuels effets que pourraient avoir le brossage dentaire (brossage mécanique et usage de dentifrice) et la mastication sur les résines composites.

Dans la cavité buccale, les matériaux de restauration sont soumis à divers facteurs pouvant altérer la qualité de leur surface. Les procédures d'hygiène buccale en feraient partie. En effet, le brossage dentaire représente une contrainte mécanique, mais aussi chimique vu qu'il est souvent réalisé avec une pâte dentifrice.

Bien que le brossage dentaire joue un rôle essentiel dans l'hygiène bucco-dentaire, son action endommagerait la surface des restaurations en résine composite, en augmentant leur rugosité, et en les rendant alors plus propices à la coloration, à l'accumulation de plaque dentaire, à l'inflammation des tissus mous et au développement de caries secondaires (Yap et al. 2005).

En parcourant les différents articles, on a pu noter que, globalement, plus le nombre de cycles de brossage augmente, plus la rugosité de surface du composite augmente, et plus le matériau est sujet à une coloration et à une diminution de la brillance. Un des articles portait sur l'incidence que pourrait avoir la charge appliquée lors du brossage, en plus du nombre de cycles de brossage, et il en ressort que plus la charge appliquée est importante, plus la rugosité du matériau augmente, et plus sa brillance diminue (Heintze et al. 2010).

Cependant, certains articles ont montré que parfois, il y avait peu d'incidence sur la rugosité de surface de certains composites, ce qui prouve encore une fois que les incidences du brossage sont bien évidemment dépendantes du type et de la nature du matériau restaurateur.

Voltarelli et al. ont évalué les effets du brossage consécutif à une exposition chimique, et en ont conclu que la résine composite est encore plus sujette à l'effet abrasif que peut avoir la procédure de brossage après une dégradation chimique (Voltarelli et al. 2010).

La quête de l'esthétique par les patients et par les praticiens a conduit à l'amélioration continue de la dentisterie, notamment en ce qui concerne les matériaux de restauration, qui présentent aujourd'hui un aspect beaucoup plus proche de celui des dents naturelles. En effet, on a observé lors des dernières décennies une recherche constante d'amélioration des propriétés physico-mécaniques, chimiques et esthétiques des composites. De nos jours, on trouve sur le marché des matériaux avec un retrait de polymérisation beaucoup plus faible, une meilleure résistance à la compression, qui sont plus faciles à manipuler et permettant d'obtenir des restaurations anatomiquement correctes. Néanmoins, la stabilité de la teinte et la rugosité de surface sont encore des problèmes inhérents au matériau et les chercheurs reconnaissent unanimement que les restaurations directes réalisées avec des résines

composites classiques subissent des changements de teinte et des altérations de surface avec le temps.

La qualité de surface d'une restauration composite est l'un des points essentiels contribuant à sa réussite esthétique. Une restauration à caractère esthétique se doit de présenter une brillance maximale et une rugosité de surface minimale.

La rugosité d'une restauration résulte des irrégularités de surface les plus fines qui se produisent en raison des caractéristiques du matériau, de sa mise en œuvre clinique et des procédures de polissage. La structure chimique de la résine (type d'oligomères ou de monomères, concentration et type d'activateurs, initiateurs, inhibiteurs, oxydation des doubles liaisons carbone, système de liaison matricielle charges/résine, caractéristiques des particules de charge) a un impact direct sur la rugosité de surface et la susceptibilité à la coloration de la résine composite.

Cliniquement, le but du brossage à l'aide du dentifrice est de polir les surfaces des dents et des restaurations afin d'obtenir des surfaces lisses et de les rendre moins sujettes à la coloration.

Alors que les matériaux en céramique sont considérés comme inertes (ils ne connaissent pas de changement significatif au sein de la cavité buccale), les matériaux composites subissent eux une dégradation due à une interaction mécanique et chimique avec l'environnement buccal.

Certains auteurs, tels que *O'Brien et al.*, ont déjà montré qu'il existait une relation significative entre la brillance et la rugosité de surface des résines composites (O'Brien et al. 1984).

En plus de la rugosité de surface, la brillance peut également être influencée par d'autres facteurs tel que la différence des indices de réfraction entre la matrice et les charges (Lee et al. 2005). En plus du vieillissement et de la fatigue, le brossage dentaire est considéré comme un autre facteur influençant la brillance des composites. Certaines études montrent que le pourcentage de charges influence la brillance des résines composites de manière positive : plus le pourcentage de charges du matériau est élevé et plus la brillance l'est également. Ceci est explicable par le fait que les charges (comme Al, Ba et Si) reflètent plus la lumière incidente par rapport à la matrice (comme les monomères bis-GMA).

Le changement de teinte des résines composites peut également être influencé par une polymérisation incomplète du matériau, un degré de conversion faible, la sorption d'eau, l'alimentation et l'hygiène bucco-dentaire. Le type de lumière utilisée lors de la

photopolymérisation et le temps d'exposition jouent également un rôle.

Les dentifrices sont composés de plusieurs molécules dont les détergents, le fluor, les arômes et les abrasifs. Parmi les abrasifs utilisés, les plus courants sont le carbonate de calcium et la silice. Ces abrasifs ont un rôle important dans le nettoyage des dents, en éliminant les bactéries et les tâches de la surface dentaire. Cependant, le dentifrice devrait favoriser un nettoyage optimal de la surface dentaire tout en garantissant une abrasion minimale (Wiegand et Schlueter 2014). Certains dentifrices comportant des quantités élevées d'abrasifs peuvent endommager le tissu dur, les tissus mous et les restaurations, provoquant alors une récession gingivale, une abrasion cervicale et une hypersensibilité dentinaire (De Menezes et al. 2004). D'après *Liljeborg et al.*, les dentifrices à base de silice et de carbonate de calcium seraient moins abrasifs que ceux contenant du bicarbonate de sodium (Liljeborg et al. 2010). Cependant, d'après *Gusmao et al.*, le pouvoir abrasif d'un dentifrice ne dépendrait pas uniquement du type et de la quantité d'abrasifs présents, mais aussi des caractéristiques physiques de la substance minérale, telles que la taille et la forme des particules (Gusmao et al. 2003).

La grande majorité des dentifrices ont un pouvoir décapant. Cet effet est mesuré et exprimé par l'unité d'abrasion relative de la dentine (*relative dentin abrasivity* ou *RDA*). Plus le pouvoir abrasif est grand, meilleur sera le pouvoir nettoyant. Mais s'il est trop important, il peut provoquer des lésions de la dentine et de l'émail.

Plus l'abrasivité relative du dentifrice est grande, plus grande sera la rugosité de surface des matériaux, ce qui affectera le rendu esthétique de la restauration.

Plus la taille des particules abrasives est grande, plus l'abrasivité du dentifrice est importante, et plus l'élimination des colorants des structures pigmentées est efficace (Camargo et al. 2001). Certains dentifrices de blanchiment contiennent des composants chimiques spécifiques dans leur composition pour réduire la coloration, pour maximiser le nettoyage et minimiser l'usure. La silice, par exemple, conserve un pouvoir abrasif relativement faible lorsqu'elle est présente sous forme de particules fines et régulières, alors qu'elle peut devenir très abrasive si elle est présente sous forme de particules grossières et irrégulières.

Les nanocomposites présentent en leur sein une combinaison de nanoparticules, réduisant l'espace inter-charges et augmentant la quantité de charges. Cela se traduit donc par de meilleures propriétés physiques et une plus grande résistance à l'usure et à l'abrasion.

Un autre point étudié dans ces différents articles était l'incidence de la mastication et de

certaines contraintes occlusales sur les restaurations composites. La fatigue et l'usure représentent un phénomène complexe avec une variété de facteurs qui affectent à la fois les dents naturelles et les matériaux utilisés pour les restaurer, en particulier lorsque ce se sont des restaurations postérieures soumises à des contraintes accrues (Lee et al. 2012). Les forces occlusales provenant de la mastication et de parafunctions ont une influence directe sur la durabilité des restaurations et peuvent causer des fractures des matériaux ou des tissus dentaires.

Caracostea et al. ont étudié les effets d'une simulation d'usure à deux corps sur les résines composites (Caracostea et al. 2016). La simulation d'usure à deux corps permet de reproduire les usures issues de mouvements non masticateurs, telles que le phénomène d'attrition ou de *bruxisme* (Kootathape et al. 2012). Tous les matériaux étudiés ont présenté une détérioration, même si les inlays composites ont présenté un meilleur état de surface, en comparaison avec les restaurations composites directes.

Par ailleurs, plusieurs matériaux ont vu le jour en vue de mieux résister aux contraintes occlusales auxquelles sont soumises les restaurations postérieures, tels que les composites à base de silorane et ceux utilisant la technologie ormocer®. Dans l'étude menée par *Hahnel et al.*, ces nouvelles générations de composites présentaient cependant des comportements d'usure similaires à ceux des composites classiques (Hahnel et al. 2011). En ce qui concerne le composite Filtek Silorane®, il semblerait être possible que, en raison de son squelette de siloxane hydrophobe, la matrice résineuse soit tout de même plus résistante au vieillissement consécutif à l'exposition à des liquides polaires, comme la salive.

2.2.3.Effets du vieillissement artificiel accéléré

NOM DE L'ETUDE	OBJECTIF DE L'ETUDE	NOMBRE D'ECHANTILLONS	TESTS ET METHODE	CRITERE DE DECISION	PRINCIPAUX RESULTATS
<p><i>Effect of artificial accelerated aging on Vickers microhardness of composite resins</i></p> <p>(Gomes et al. 2008)</p>	<p>Evaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la microdureté Vickers des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 5 composites testés • 10 spécimens de chaque composite répartis en 2 groupes (un groupe contrôle et un groupe soumis au vieillissement) 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillissement artificiel accéléré durant 196 heures, simulant environ 5 ans de performance clinique • Evaluation de la microdureté Vickers à l'aide d'un microduromètre • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Augmentation significative de la microdureté de tous les composites soumis au vieillissement • Filtek Z250® présente la plus forte valeur de microdureté et Durafill® la plus faible dans les deux groupes 	<p>La dureté a donc augmenté après le vieillissement, probablement grâce à la polymérisation additionnelle</p>
<p><i>Microstructure and mechanical properties of composite resins subected to Accelerated Artificial Aging</i></p> <p>(dos Reis et al. 2013)</p>	<p>Evaluer l'influence du vieillissement artificiel accéléré sur la microstructure et les propriétés mécaniques des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 8 composites testés • 80 échantillons de chaque matériau répartis en 2 groupes (un groupe contrôle et un groupe soumis au vieillissement) 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillissement artificiel accéléré de 384 heures, soit 10 ans de performance clinique • Test de dureté Knoop à l'aide d'un testeur de microdureté • Test de compression par une machine d'essai universelle • Caractérisation physique du matériau : spectroscopie IRTF, calorimétrie différentielle à balayage, thermogravimétrie et MEB • Analyse statistique des 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence significative de la dureté de surface après vieillissement, malgré un aspect plus érodé de la surface • Caractérisation physique : structure moléculaire inchangée après vieillissement 	<ul style="list-style-type: none"> • Comportements similaires des composites testés en terme de stabilité thermique et de polymérisation, avant et après la procédure de vieillissement • Etude in vitro qui ne prend pas en compte les contraintes supplémentaires qui peuvent être présentes dans un contexte de réalité clinique

			données (ANOVA)		
<p><i>Analysis of the microstructure and mechanical performance of composite resins after accelerated artificial aging</i></p> <p>(De Oliveira Daltoé et al. 2013)</p>	<p>Evaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la microstructure et les performances mécaniques des résines composites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 3 composites testés • 16 échantillons de chaque composite répartis en 2 groupes (vieillis et non vieillis) 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillissement artificiel accéléré de 382 heures, soit 10 ans de performance clinique • Analyse de la surface au MEB • Test de compression par une machine d'essai universelle • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Seul P60® a présenté une baisse significative de la résistance à la compression après vieillissement (dégradation de matrice plus importante observée au MEB) • P90® présente une légère augmentation de la résistance à la compression après vieillissement 	<p>Mis à part pour P60®, les autres matériaux testés n'ont pas montré de différence significative après vieillissement en terme de résistance à la compression et d'altération de la surface</p>
<p><i>Color Stability and surface roughness of composite submitted to different types and periods of finishing/polishing : physical properties of composites</i></p> <p>(de Morais et al. 2015)</p>	<p>Evaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la stabilité de la teinte et la rugosité de surface de composites soumis à différentes procédures de finition/polissage</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 1 composite testé : Z250® • 60 spécimens répartis en 4 groupes (un groupe contrôle et 3 groupes soumis à différentes techniques de polissage) 	<ul style="list-style-type: none"> • Procédures de polissage réalisées immédiatement, puis à 24 h, puis à 1 semaine • Vieillissement artificiel accéléré de 480 heures • Mesure de la couleur avant puis après vieillissement avec un spectrophotomètre • Mesure de la rugosité de surface avant puis après vieillissement avec un testeur de rugosité • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence significative au niveau de la rugosité de surface • Tous les composites ont présenté une altération de la teinte • La technique de polissage à l'aide du papier abrasif a conduit à moins d'altération de teinte que les autres techniques 	<p>Une grande partie des restaurations composites sont remplacées dans une période de 5 ans pour des raisons esthétiques, et une procédure de finition et de polissage correcte semble essentielle pour éviter cela</p>
<p><i>Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging</i></p>	<p>Evaluer l'incidence du vieillissement artificiel accéléré sur la teinte et la</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 10 composites testés : 5 chémo polymérisables et 5 photopolymérisables 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillissement artificiel accéléré de 122 heures • Evaluation de la dureté Knoop à l'aide d'un testeur de microdureté 	<ul style="list-style-type: none"> • Tous les composites testés ont présenté une augmentation significative de la dureté après vieillissement • Tous les composites ont 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de corrélation entre une augmentation de la dureté et une meilleure stabilité de la teinte • Plus grande stabilité de

(Schulze et al. 2003)	microdureté des composites	<ul style="list-style-type: none"> • 5 spécimens de chaque composite 	<ul style="list-style-type: none"> • Evaluation de la couleur à l'aide d'un spectrophotomètre • Analyse statistique des données (ANOVA) 	présenté une altération de la teinte (plus prononcée chez les composites chémopolymérisables)	la teinte pour les composites photopolymérisables, qui sont donc à privilégier en cas de restauration esthétique
<i>Effect of Accelerated Artificial Aging on translucency of methacrylate and silorane-based composite resins</i> (Shirinzad et al. 2016)	Evaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la translucidité des résines composites	<ul style="list-style-type: none"> • 4 composites testé (3 composites à base de méthacrylate et un à base de silorane) • 14 spécimens de chaque matériau 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillessement artificiel accéléré de 384 heures • Evaluation de la translucidité avant et après vieillissement à l'aide d'un spectrophotomètre 	<ul style="list-style-type: none"> • Après vieillissement, tous les composites à base de méthacrylate ont présenté une diminution significative de la translucidité • Le composite à base de silorane Filtek P90® n'a pas présenté de changement significatif de translucidité après vieillissement 	Le composite à base de silorane Filtek P90® présenterait donc une meilleure stabilité de la translucidité que les autres matériaux testés.
<i>Color change of composite resins subjected to accelerated artificial aging</i> (Tornavoi et al. 2013)	Evaluer l'incidence du vieillissement artificiel accéléré sur la teinte des résines composites	<ul style="list-style-type: none"> • 3 composites testés • 18 spécimens de chaque composite (teintes B2 et C2) 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillessement artificiel accéléré de 382 heures, soit 10 ans de performance clinique • Mesure de la teinte à l'aide d'un spectrophotomètre avant et après vieillissement • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Tous les composites ont présenté un changement significatif de teinte après vieillissement • Les composites de teinte claire ont subi le plus de changement, mais tous les composites ont eu tendance à tendre vers une couleur bleuâtre (ton des particules de charges dominant après dégradation de la matrice) 	<ul style="list-style-type: none"> • Ainsi, le vieillissement favoriserait une certaine érosion de surface, exposant ainsi les particules de charge • L'altération de la teinte dépend du type de composite étudié

Comme dit précédemment, les résines composites subissent au cours du temps une dégradation et une diminution de leurs propriétés physiques, mécaniques et chimiques. Des changements structurels majeurs se produisent au fil du temps, tels que la dégradation superficielle, la pigmentation superficielle et marginale, etc...

La dégradation est accélérée par une combinaison de plusieurs facteurs présents dans la cavité orale tels que l'humidité, les variations de pH et de température et les contraintes occlusales.

Voilà pourquoi les chercheurs ont mis en œuvre l'élaboration du vieillissement artificiel accéléré, qui permet de reproduire en quelques jours des dégradations au niveau des matériaux qui seraient perceptibles cliniquement uniquement après plusieurs années. De nos jours, l'évolution industrielle du marché des résines composites est telle qu'il serait compliqué de tester *in vivo* sur une durée de 5 ou 10 ans les matériaux avant leur commercialisation ; le vieillissement artificiel accéléré permet donc de reproduire plus ou moins le vieillissement des restaurations en peu de temps. Il permet ainsi de prédire approximativement le futur comportement clinique de la résine composite. Cependant, il est évident qu'il ne permettra jamais de reproduire fidèlement les conditions auxquelles sont exposées les résines composites au sein de la cavité orale.

Le degré de conversion des résines composites varie en moyenne entre 50 et 70 % immédiatement après la polymérisation. Après la mise en œuvre clinique de la restauration, des monomères résiduels continuent de se convertir en polymères, conférant à la résine une certaine stabilité chimique et une résistance mécanique. La dureté résulte de l'interaction entre plusieurs propriétés telles que la ductilité, la malléabilité et la résistance à l'abrasion et à la coupure. En terme clinique, c'est la capacité d'un matériau à résister au stress généré par les contraintes de mastication sans se déformer.

Plusieurs études de laboratoire et cliniques ont montré une relation directe entre le degré de conversion et la microdureté (Floyd et Dickens 2006). Il se produit également avec le temps un phénomène de dégradation de la matrice qui conduit en général à un amoindrissement des propriétés physiques, mécaniques et chimiques du matériau.

D'après les résultats obtenus par *Gomes et al.*, le vieillissement artificiel accéléré a conduit à une augmentation de la dureté Vickers des résines composites testées, ce qui est explicable par le phénomène de conversion additionnelle des monomères résiduels en polymères au cours du vieillissement (Gomes et al. 2008). Néanmoins, comme les auteurs le rappellent, le

vieillessement artificiel accéléré ne permet pas de reproduire certains effets sur les résines tels que le stress induit par les forces masticatrices, les conditions systémiques individuelles, la technique de mise en œuvre clinique, etc...

Les études tentent d'évaluer le comportement à long terme des composites, mais les conditions orales sont propres à chaque patient et rendent impossible la standardisation du comportement d'un matériau, rendant compliqué le fait de prévoir leur durabilité relative.

Comme le soulignent *Dos Reis et al.*, la performance clinique d'une résine composite peut être compromise par un faible degré de conversion, car les monomères résiduels agissent alors comme des plastifiants, réduisant alors les propriétés mécaniques du matériau (dos Reis et al. 2013). En raison de la structure réticulée du réseau de polymères, le degré de conversion est associé à la dureté de surface, à la résistance à la flexion, à la résistance à la traction, au module de flexion et à la résistance à l'usure. Dans cette étude, les matériaux testés ont présenté après vieillissement une certaine érosion de surface visible au microscope électronique à balayage, mais pas d'altération significative de la surface.

La résine composite Z100®, qui présente une quantité plus élevée de charges, a montré des propriétés mécaniques supérieures.

De nouveaux matériaux ont vu le jour afin de tenter de remédier à cette diminution des propriétés mécaniques qui semble se produire au cours du temps ; parmi eux, les composites à base de silorane présentent une tendance hydrophobe, et présenteraient des propriétés mécaniques améliorées. *De Oliveira Daltoé et al.* ont donc étudié l'effet du vieillissement artificiel accéléré sur plusieurs résines composites, dont P90®, exploitant la chimie des siloranes (De Oliveira Daltoé et al. 2013). Dans cette étude, afin d'évaluer au mieux les propriétés mécaniques du matériau, il a été décidé de déterminer leur résistance à la compression (capacité du matériau à résister aux contraintes verticales induites par la mastication) puis d'analyser leur microstructure au microscope électronique à balayage. La résine Z100® présentait la résistance à la compression la plus élevée, ce que l'on peut justifier par son pourcentage de charges (71 % en volume) et par la taille de ses particules (0,6 µm), malgré l'observation d'une certaine exposition des particules de charges au microscope, suggérant une certaine altération de la surface et une possible dégradation de la matrice organique.

Seul le composite Filtek P60® présentait après vieillissement une diminution significative de sa résistance à la compression, couplée à l'observation de fissures au microscope, traduisant une plus grande instabilité de surface que les autres matériaux testés.

La résine Filtek P90 a présenté la plus grande stabilité après vieillissement, avec une légère augmentation de sa résistance à la compression (possiblement due à la polymérisation résiduelle pouvant avoir eue lieu au cours du vieillissement artificiel accéléré, notamment sous l'action de la chaleur) (Guiraldo et al. 2010). Le silorane est de nature hydrophobe, ce qui a son importance étant donnée l'évolution du matériau au sein de la cavité buccale, qui favorise la sorption de l'eau par le composite et contribue à la diminution de ses propriétés physiques à long terme. De plus, ils seraient moins sujets à la coloration extrinsèque que les composites à base de méthacrylates, qui sont plutôt hydrophiles.

Schulze et al. ont étudié les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la teinte et la microdureté de composites chémo-polymérisables et photopolymérisables (Schulze et al. 2003). Il en résulte une augmentation significative de la dureté et une altération de la teinte chez tous les composites, toutefois plus prononcée chez les composites à polymérisation chimique. En effet, ces derniers présentent souvent un degré de conversion inférieur et présentent donc des valeurs de dureté considérablement inférieures à celles observées chez les composites photopolymérisables. De plus, le fait que leur mélange se fasse manuellement et qu'ils présentent une couche d'inhibition de l'oxygène plus épaisse à la surface joue également.

Campbell et al. ont montré qu'il existait une relation linéaire entre le coefficient de diffusion optique et la concentration de charges (Campbell et al. 1986). Ceci se vérifie dans cette étude, dans laquelle les composites présentant la plus faible teneur en charges présentaient la moins bonne stabilité de teinte.

Shirinzad et al. ont cherché à évaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la translucidité des résines composites (Shirinzad et al. 2016). La translucidité est la caractéristique permettant le passage de la lumière tout en la diffusant d'une telle manière que l'image complète ne puisse pas être clairement visible. Elle se situe donc entre la transparence et l'opacité complète.

La translucidité des restaurations en résine composite dépend de leur épaisseur, des indices de réfraction et d'absorption de la résine, des particules de charge, des pigments et des opacifiants présents dans leur composition (Pérez et al. 2010). Elle est déterminée par une

valeur nommée *paramètre de translucidité*. Les trois composites à base de méthacrylates testés ont présenté une baisse significative de la translucidité après vieillissement, contrairement au composite à base de silorane Filtek P90®. Cependant, ils présentaient une meilleure translucidité initiale que Filtek P90®.

Si la taille d'une particule de charge est inférieure à la longueur d'onde visible, cette dernière ne pourra pas diffuser ni absorber la lumière.

La susceptibilité à la sorption de l'eau est un autre facteur qui peut influencer sur la translucidité des composites et conditionne la sensibilité des composites à la dégradation hydrolytique (Ardu et al. 2011). Il a été démontré que les résines composites contenant du Bis-GMA ont une plus grande sorption de l'eau tandis que les composites contenant du TEGDMA ont une solubilité plus élevée dans un environnement aqueux (Gajewski et al. 2012). Dans notre étude, les trois composites à base de méthacrylates contenaient du Bis-GMA et du TEGDMA et ont montré des changements significatifs de translucidité après vieillissement. En outre, *Sideridou et al.* ont noté que plus le degré de conversion de la résine composite est faible, plus sa sorption de l'eau et sa solubilité dans l'eau augmentent (Sideridou et al. 2003). Le degré de conversion dépend de l'éclairage de la lumière, de la durée et de l'exposition à la lumière, et d'autres facteurs tels que la composition du matériau, sa teinte et sa translucidité.

La plus grande stabilité de la translucidité observée chez le composite Filtek P90® s'explique par son hydrophobicité : les composites à base de silorane en milieu aqueux présentent une stabilité chimique accrue en raison d'une absorption de l'eau, d'une solubilité et d'un coefficient de diffusion plus faibles (Weinmann et al. 2005).

En parcourant l'étude réalisée par *Tornavoi et al.*, on peut noter qu'encore une fois, toutes les résines composites soumises au vieillissement artificiel accéléré présentaient un changement significatif de teinte après le processus d'*aging* (Tornavoi et al. 2013). Cependant, ils ont noté que les composites présentant les teintes les plus claires sont ceux qui ont subi une altération de la teinte la plus prononcée après vieillissement. Ceci rejoint les conclusions de *Pires-De-Souza et al.* qui soulignent le fait qu'un des facteurs à prendre en considération dans la stabilité de la teinte d'un composite est la teinte elle-même, car les composites de teinte claire ont logiquement tendance à absorber plus de pigments que ceux de teinte plus sombre (Pires-de-Souza et al. 2007).

Tornavoi et al. ont pu remarquer au cours de leur étude que les composites ont eu tendance à tendre vers une couleur bleuâtre, ceci pouvant s'expliquer par une possible dégradation de la matrice organique, exposant alors les particules de charge dont le ton est devenu dominant.

Ainsi, tous les articles étudiés ci-dessus et ayant évalué les effets du vieillissement artificiel accéléré sur les propriétés optiques des résines composites en sont arrivés à la même conclusion : quasiment tous les matériaux présentaient, après vieillissement, une altération de la stabilité de la teinte, une coloration, ou une diminution de la translucidité. Hors, la résine composite étant un matériau de restauration esthétique, une altération de son aspect esthétique peut rapidement conduire à une insatisfaction des patients, et causer alors son remplacement total ou partiel.

En ce qui concerne l'incidence du vieillissement artificiel accéléré sur les propriétés mécaniques des résines composites, les résultats sont moins concordants. En effet, alors que certaines études ont montré un amoindrissement de ces propriétés, d'autres ont conclu parfois à une augmentation de ces dernières (souvent justifiées par l'action de la chaleur lors du vieillissement qui entraînerait une polymérisation additionnelle et donc une augmentation de la dureté et des propriétés mécaniques).

Bien évidemment, s'il y a un point à retenir de tout cela, c'est que le degré de dégradation de ces matériaux est toujours conditionné par la nature de leur composition, qui joue un rôle majeur dans son comportement clinique.

2.2.4. Effets du thermocyclage

NOM DE L'ETUDE	OBJECTIF DE L'ETUDE	NOMBRE D'ECHANTILLONS	TESTS ET METHODE	CRITERES DE DECISION	PRINCIPAUX RESULTATS
<i>Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins</i> (Pereira et al. 2007)7)	Evaluer l'incidence du thermocyclage sur des résines composites de laboratoire	<ul style="list-style-type: none"> • 3 composites testés • 10 échantillons de chaque composite 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 12 000 cycles thermiques • Evaluation de la microdureté à l'aide d'un microduromètre à 0, 3000 et 12 000 cycles • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Vita LC VM® et Vita Zeta® ont montré une réduction significative de la microdureté après 3000 cycles, contrairement à Resilab® • Pas de différence significative de microdureté dans les 3 groupes entre 3000 et 12 000 cycles 	La stabilité des matériaux testés est donc affectée par le thermocyclage
<i>Effect of Storage in Water and Thermocycling on Hardness and Roughness of Resin Materials for Temporary Restorations</i> (de Oliveira et al. 2010)0)	Evaluer les effets du stockage dans l'eau et du thermocyclage sur la dureté et la rugosité de résines acryliques en comparaison avec une résine composite	<ul style="list-style-type: none"> • 4 matériaux testés (3 résines acryliques et une résine composite) • 30 échantillons de chaque matériau répartis en 3 groupes (contrôle, stockage dans l'eau, thermocyclage) 	<ul style="list-style-type: none"> • Stockage dans de l'eau distillée à 37 °C pendant 24 heures • Thermocyclage : 3000 cycles • Mesure de la dureté Vickers à l'aide d'un testeur de microdureté • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un testeur de rugosité 	<ul style="list-style-type: none"> • Aucun effet significatif du stockage dans l'eau sur la dureté et la rugosité des matériaux testés • Aucun effet significatif du thermocyclage sur la dureté • Augmentation de la rugosité de surface après thermocyclage pour tous les matériaux, sauf pour la résine acrylique Duralay® • La résine composite Opallis® présente la valeur de dureté la plus élevée 	Seul le thermocyclage a eu un effet sur la rugosité du composite Opallis®
<i>In vitro surface degradation of</i>	Evaluer les effets de l'eau et des cycles	<ul style="list-style-type: none"> • 4 matériaux testés • 6 spécimens de chaque matériau répartis en 2 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 100 000 cycles • Puis stockage dans de l'eau 	<ul style="list-style-type: none"> • Peu d'effets sur le composite à charges submicroniques et sur le composite comportant 	Le type de dégradation est fortement corrélé à la nature du composite, de sa

<p><i>composites by water and thermal cycling</i></p> <p>(Montes-G et Draughn 1986)6)</p>	<p>thermiques sur la rugosité de surface et la solubilité des résines composites</p>	<p>groupes (contrôle et soumis au thermocyclage)</p>	<p>distillée à 37 °C durant 7 mois</p> <ul style="list-style-type: none"> • Valeurs de sorption et de solubilité déterminées en effectuant une pesée avant et après traitement • Mesure de la perte de volume par abrasion après cycles de broyage • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Analyse de surface à l'aide d'un microscope optique et d'un microscope électronique à balayage 	<p>de larges particules de quartz</p> <ul style="list-style-type: none"> • Augmentation de la dégradation de surface chez le composite à particules de verre (microfissures et échec de la liaison charges/matrice) 	<p>matrice et du type de charges</p>
<p><i>The effects of thermocycling on the flexural strenght and flexural modulus of modern resin-based filling materials</i></p> <p>(Janda et al. 2006)6)</p>	<p>Evaluer les effets du thermocyclage sur la résistance à la flexion et sur le module de flexion des résines composites modernes</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 12 matériaux testés • 20 spécimens de chaque matériau répartis en 2 groupes (un groupe contrôle et un groupe soumis au thermocyclage) 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 5000 cycles • Evaluation de la résistance à la flexion et du module d'élasticité en flexion avec un test de flexion 3 points réalisé à l'aide d'une machine d'essai universelle • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Baisse significative de la résistance à la flexion chez Admira® et Solitaire 2® • Pas de changement significatif des modules de flexion pour tous les matériaux testés • Le composite Surefil A® présente le module de flexion le plus élevé, avant et après vieillissement 	<p>En globalité, les matériaux testés ont présenté un bon comportement face au thermocyclage en terme de résistance à la flexion et de module de flexion</p>
<p><i>Effects of thermal cycling on surface texture of restorative</i></p>	<p>Evaluer les effets du thermocyclage sur l'état de surface des résines</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 7 matériaux testés • 27 spécimens de chaque matériau répartis en 3 groupes (contrôle, 20 000 cycles et 50 000) 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 20 000 et 50 000 cycles • Essai de ressuage (test de pénétration de colorant) • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un 	<ul style="list-style-type: none"> • Toutes les résines présentaient une coloration accrue avec l'augmentation du nombre de cycles • Tous les matériaux ont présenté après thermocyclage 	<p>Dans la présente étude, le thermocyclage a affecté de manière significative l'état de surface des résines composites.</p>

composite materials (Minami et al. 2007)7)	composites	cycles)	profilomètre <ul style="list-style-type: none"> Analyse de surface au microscope électronique à balayage Analyse statistiques des données (ANOVA) 	une augmentation de la rugosité de surface, excepté le composite Point 4® <ul style="list-style-type: none"> Perte de particules de charges observée au microscope électronique à balayage après thermocyclage chez tous les composites, excepté Filtek Supreme® 	
Investigation of mechanical properties of modern dental composites after aging for one year (Hahnel et al. 2010)0)	Evaluer les effets de plusieurs moyens de vieillissement sur les propriétés mécaniques des résines composites modernes.	<ul style="list-style-type: none"> 5 matériaux testés 165 spécimens de chaque matériau répartis en 11 groupes (contrôle ; éthanol, salive artificielle et eau distillée durant 7, 90 ou 365 jours ; thermocyclage) 	<ul style="list-style-type: none"> Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre Evaluation de la résistance à la flexion par un test de flexion 3 points réalisé avec une machine d'essai universelle Mesure de la dureté Vickers à l'aide d'un duromètre Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> Rugosité de surface plus élevée chez Quixfil® et plus faible chez Filtek Silorane®, CeramX® et Filtek Supreme® Dureté Vickers plus élevée chez Exp Ormocer® et plus faible chez Filtek Silorane® Résistance à la flexion plus élevée chez Filtek Silorane® et Quixfil® et plus faible chez Exp Ormocer® et CeramX® 	<ul style="list-style-type: none"> Globalement, le vieillissement a eu une influence significative sur les propriétés mécaniques des composites La durée de vieillissement et la nature du matériau ont plus d'influence sur la dureté Vickers et la résistance à la flexion que le moyen de vieillissement
Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites (Morresi et al. 2015)5)	Evaluer les effets de plusieurs procédures de thermocyclage sur la résistance à la flexion des résines composites	<ul style="list-style-type: none"> 4 composites testés 60 spécimens de chaque matériau répartis en 4 groupes (contrôle, 15 000 cycles, 30 000 cycles et 45 000 cycles) 	<ul style="list-style-type: none"> Thermocyclage (15, 30 et 45 000 cycles en fonction des groupes) Evaluation de la résistance à la flexion par un test de flexion 3 points par une machine d'essai universelle contrôlée par ordinateur Analyse statistique des données (ANOVA) 	Diminution significative de la résistance à la flexion après 15 000 cycles et 30 000 cycles pour le composite fluide nanohybride ; après 30 000 et 45 000 cycles pour les composites nanochargé et nanohybride ; et seulement après 45 000 cycles pour le composite hybride microchargé	Ainsi, le type de composite, mais aussi la procédure de thermocyclage, ont tous les deux des effets sur la résistance à la flexion de la résine composite
Two-body	Evaluer les	•8 composites testés : 4	•Thermocyclage : 1000	Logiquement, l'analyse de la	•L'utilisation d'une

<p>wear simulation influence on some direct and indirect dental resin biocomposites- a qualitative analysis</p> <p>(Caracostea et al. 2016)6)</p>	<p>effets du thermocyclage et de la simulation de mastication sur la surface des résines composites</p>	<p>composites directs nanohybrides et 4 inlays composites de laboratoire (nano et microhybrides)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 80 cavités MOD restaurées avec 10 spécimens de chaque composite 	<p>cycles thermiques entre 5 et 55 °C, correspondant à 2 mois de performance clinique, puis empreintes des restaurations</p> <ul style="list-style-type: none"> • Test de résistance mécanique à l'aide d'un simulateur de mastication (usure à deux corps et eau distillée en tant que lubrifiant) : 100 000 cycles, correspondant à 5 mois de performance clinique, puis empreintes • Analyse des empreintes au microscope optique et au microscope électronique à balayage et enregistrement des surfaces occlusales à l'aide d'une caméra digitale et d'un scanner laser 3D 	<p>macromorphologie des restaurations montre que les composites directs présentent une moins bonne anatomie occlusale, adaptation marginale et un polissage moindre que les composites indirects</p>	<p>simulation d'usure à 2 corps permet de reproduire in vitro des conditions simulant la présence de multiples facteurs oraux.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Si tous les composites se sont détériorés, certains ont subi plus de dégâts que d'autres : la dégradation est donc matériau-dépendante
--	---	--	---	--	---

Les propriétés physiques des résines composites regroupent plusieurs paramètres tels que la résistance à la flexion, le module de flexion, la sorption de l'eau, la solubilité, ou encore la microdureté ; qui sont essentiels afin de pouvoir caractériser au mieux le matériau. Les tests permettant d'évaluer certains de ces paramètres sont décrits par la norme ISO 4049. La norme ISO 4049 a ainsi conduit à la classification de deux types de résines composites photopolymérisables basée sur la résistance à la flexion : les obturations de **type 1** sont destinées aux zones occlusales et doivent présenter une résistance à la flexion supérieure ou égale à 80 MPa ; et les obturations de **type 2** sont destinées pour les autres indications et doivent présenter une résistance à la flexion supérieure ou égale à 50 MPa.

Cependant, la norme ISO 4049 ne mentionne pas le module de flexion, qui est un paramètre important cliniquement. *Leinfelder et al.* ont préconisé un seuil minimal de 10 000 MPa pour le module de flexion des résines composites, afin qu'elles puissent servir avec succès de restaurations postérieures (Leinfelder et al. 1999).

Ainsi, *Janda et al.* signalent au cours de leur étude, qui portait sur l'évaluation de la résistance à la flexion et du module de flexion de plusieurs résines composites avant et après thermocyclage, que, si globalement, les matériaux testés ont plutôt bien réagi face au thermocyclage (baisse significative de la résistance à la flexion uniquement chez 2 composites sur les 12 testés, pas de changement significatif du module de flexion), seulement 2 matériaux présentaient un module de flexion initial supérieur à 10 000 MPa (Janda et al. 2006). Ainsi, l'auteur émet l'idée qu'il semblerait utile que la norme ISO 4049 soit revue et actualisée afin d'inclure le module de flexion, qui semble être un paramètre important à prendre en compte dans les propriétés physiques des résines composites.

Minami et al. ont quant à eux étudié les effets du thermocyclage sur l'état de surface des résines composites (Minami et al. 2007). Auparavant, *Paolantonio et al.* ont montré que la mauvaise adaptation marginale et la dégradation de surface des résines composites avaient des effets négatifs sur la quantité et la qualité de la plaque gingivale (Paolantonio et al. 2004). D'après l'étude réalisée par *Bollen et al.*, une rugosité de surface dépassant le seuil de 0,2 µm conduirait simultanément à une augmentation de l'accumulation de plaque, augmentant alors le risque de carie et d'inflammation parodontale (Bollen et al. 1997). Dans l'étude de *Minami et al.*, la rugosité de surface a augmenté de manière significative chez 6 des 7 matériaux testés après thermocyclage, mais celle-ci est toujours restée inférieure au seuil de 0,2 µm établi par *Bollen et al.*. Cependant, les auteurs rappellent que plusieurs facteurs, tels que le polissage des restaurations, l'abrasion due au brossage dentaire, les variations de pH et de température liées

à l'alimentation, et leur combinaison, peuvent mener *in vivo* à une augmentation plus importante de la rugosité de surface (et donc à un dépassement de ce seuil). *Minami et al.* ont également noté que plus le nombre de cycles thermiques augmentaient et plus les spécimens étudiés présentaient une coloration accrue. La coloration intrinsèque d'une résine composite implique la coloration du matériau lui-même, par altération de la matrice, ou encore par dégradation de l'interface matrice/charges. Ainsi, le type de matrice joue un rôle important dans la susceptibilité à la coloration. Les composites Inten-S® et Solare® présentaient les surfaces les moins colorées après thermocyclage, de par leur présence d'UDMA dans leur matrice, qui a une plus faible sorption de l'eau que Bis-GMA. Cependant, Filtek Supreme®, qui contient aussi de l'UDMA dans sa matrice, présentait la surface la plus colorée. Cela est dû à la présence de TEGDMA dans sa matrice, qui augmenterait également l'absorption d'eau.

Durant le thermocyclage, la matrice de la résine composite absorberait de l'eau. Cette absorption d'eau serait accompagnée d'une expansion hygroscopique ayant lieu au sein de la matrice et des charges, ce qui conduirait à un affaiblissement de l'interface matrice/charges. Puis, à cause de la différence entre les coefficients d'expansion thermique et les coefficients de conductivité thermique de la matrice et des charges, le thermocyclage entraînerait des phénomènes répétitifs de contraction et d'expansion au sein du matériau. De plus, un phénomène de dégradation hydrolytique de la liaison matrice/charges a lieu lors du thermocyclage. Tous ces phénomènes mènent alors au délogement des particules de charges. Cela a été observé au microscope électronique à balayage chez tous les composites étudiés, sauf chez Filtek Supreme®, qui présente dans sa composition des agglomérats de nanocharges, appelés *nano-clusters*, qui semblent résister à cette éviction. Le composite Beautifil® exploite quant à lui la technologie GIOMER, dans laquelle des charges minérales sont pré-activées et pré-stabilisées (PRG = Pre Reacted Glass Ionomer) avant d'être incluses dans une matrice résineuse. Cependant, le comportement des verres ionomères en terme d'absorption d'eau, de solubilité et d'expansion hygroscopique reste leur plus gros inconvénient. Voilà pourquoi, dans le cadre de cette étude, Beautifil® présentait la plus grande rugosité de surface et la surface la plus colorée (consécutif au délogement des PRG).

Morresi et al. font part, dans leur article, de la difficulté à interpréter les différentes études qui ont eu lieu sur le comportement des résines composites face au vieillissement par thermocyclage (Morresi et al. 2015). En effet, si la majorité des auteurs ont conclu que le thermocyclage favorisait la dégradation des résines composites, et donc conduisait à un

amoindrissement des performances mécaniques des matériaux, certains auteurs, comme *Smisson et al.*, n'avaient pas relevé de différences significatives des propriétés mécaniques d'une résine composite hybride testée à travers 5 protocoles de thermocyclage différents (*Smisson et al. 2005*). Ainsi, il est difficile de pouvoir analyser et comparer les différentes études traitant ce sujet, car bien souvent, un seul protocole est mis en place lors d'une étude, et la comparaison avec une autre étude ayant eue recours à un protocole différent devient compliquée (variations de la température, du nombre de cycles appliqués, etc.). Voilà pourquoi *Morresi et al.* ont cherché, à travers une revue de littérature publiée en 2013, à étudier le sujet ; et ils en sont arrivés à la conclusion qu'il n'existait pas encore de protocole de thermocyclage standardisé permettant de reproduire les conditions présentes dans la cavité orale (*Morresi et al. 2014*).

Ainsi, dans leur étude publiée en 2015, *Morresi et al.* cherchent à évaluer les effets de différents protocoles de thermocyclage sur la résistance à la flexion des résines composites (*Morresi et al. 2015*). *Della Bonna et al.* ont souligné l'influence de la composition chimique de la matrice, des charges, de la taille des charges et de leur distribution sur les propriétés mécaniques des résines composites (*Della Bona et al. 2008*). Voilà pourquoi *Morresi et al.* ont choisi différents types de matériaux, présentant différents types de matrices et de charges. Ils en sont arrivés à la conclusion que le thermocyclage a provoqué une diminution progressive non linéaire de la résistance à la flexion de tous les matériaux testés. Cependant, les paramètres de la procédure de thermocyclage ont eu une grande influence, vu que certains matériaux ont vu leur résistance à la flexion élevée qu'après le nombre de cycles le plus élevé (45 000).

Dans l'étude menée par *de Oliveira et al.*, le composite testé Opallis® présentait après thermocyclage une augmentation significative de la rugosité de surface mais pas de changement significatif de la dureté (*de Oliveira et al. 2010*). Cette augmentation de rugosité est probablement due à l'hydrolyse de l'agent de couplage (silane) et aux contraintes transmises à l'interface matrice/charges lors du thermocyclage.

3. Intérêts du polissage

NOM DE L'ETUDE	OBJECTIF DE L'ETUDE	NOMBRE D'ECHANTILLONS	TESTS ET METHODES	CRITERES DE DECISION	PRINCIPAUX RESULTATS
<p><i>Chemical and morphological features of nanofilled composite resin : influence of finishing and polishing procedures and fluoride solutions</i></p> <p>(de Oliveira et al. 2012)</p>	<p>Evaluer l'influence des procédures de finition et de polissage et des solutions fluorées sur les caractéristiques chimiques et morphologiques d'un nanocomposite</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 1 matériau testé : Filtek Supreme XT® • 300 spécimens répartis en 10 groupes (polis/ non polis ; salive artificielle et 4 solutions fluorées) 	<ul style="list-style-type: none"> • Polissage à l'aide de disques en oxyde d'aluminium Super-Snap® • Analyse au microscope électronique à balayage couplée à une spectroscopie à rayons X à dispersion d'énergie 	<ul style="list-style-type: none"> • Dégradation plus faible chez les spécimens polis • Salive artificielle : dégradation faible et homogène de la matrice • Fluorure de sodium : dégradation de la matrice et légère exposition des particules de charges • Solution Oral B® : moins d'exposition et de perte des charges que pour la solution Fluordent Reach®. • Solution Fluorgard® : perte considérable de matrice et de certaines particules de charges 	<p>Cette étude pourrait alerter les praticiens mettant en œuvre une dentisterie préventive et esthétique sur l'importance du polissage des composites mais également sur la vigilance à l'égard de certains bains de bouche fluorés afin d'augmenter la longévité des traitements conservateurs mis en œuvre</p>
<p><i>Color Stability and surface roughness of composite submitted to different types and periods of finishing/polishing : physical</i></p>	<p>Evaluer les effets du vieillissement artificiel accéléré sur la stabilité de la teinte et la rugosité de surface de composites soumis à</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 1 composite testé : Z250® • 60 spécimens répartis en 4 groupes (un groupe contrôle et 3 groupes soumis à différentes techniques de polissage) 	<ul style="list-style-type: none"> • Procédures de polissage réalisées immédiatement, puis à 24 h, puis à 1 semaine • Vieillissement artificiel accéléré de 480 heures • Mesure de la teinte avant puis après vieillissement avec un 	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence significative au niveau de la rugosité de surface • Tous les composites ont présenté une altération de la teinte • La technique de polissage à l'aide du papier abrasif a conduit à moins d'altération 	<p>Une grande partie des restaurations composites sont remplacées dans une période de 5 ans pour des raisons esthétiques, et une procédure de finition et de polissage</p>

<p>properties of composites</p> <p>(de Morais et al. 2015)</p>	<p>différentes procédures de finition/polissage</p>		<p>spectrophotomètre</p> <ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la rugosité de surface avant puis après vieillissement avec un testeur de rugosité • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<p>de teinte que les autres techniques</p>	<p>correcte semble essentielle pour éviter cela</p>
<p>Comparative evaluation of effect of different polishing systems on surface roughness of composite resin : An in vitro study</p> <p>(Chour et al. 2016)</p>	<p>Evaluer les effets de différents systèmes de polissage sur la rugosité de surface des résines composites</p>	<p>40 spécimens testés (composite nanochargé) répartis en 4 groupes (contrôle et 3 procédures de polissage différentes)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Spécimens traités par un dispositif de broyage au papier de carbure de silicium • Evaluation de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Rugosité plus faible obtenue chez le groupe contrôle (polymérisation contre une bande matrice Mylar®) • Augmentation de la rugosité de surface observée chez les autres groupes testés 	<p>La pâte de polissage au diamant peut être utilisée pour éliminer la surface rugueuse tandis que les disques Sof-lex® sont adaptés pour la finition finale et le polissage de la restauration</p>
<p>Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites</p> <p>(Aytac et al. 2016)</p>	<p>Evaluer l'incidence des différents systèmes de polissage sur la rugosité et la morphologie de surface des nanocomposites</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 5 matériaux testés • 50 spécimens de chaque matériau répartis en 5 groupes (contrôle et 4 procédures de polissages différentes) 	<ul style="list-style-type: none"> • Thermocyclage : 10 000 cycles • Mesure de la rugosité de surface avec un profilomètre • Evaluation au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Le système des brosses de polissage Occlobrush® a abouti aux plus grandes valeurs de rugosité de surface • La rugosité de surface a augmenté chez tous les composites après le vieillissement 	<ul style="list-style-type: none"> • Corrélation significative entre la technique de polissage et le type de composite avec la rugosité de surface • Les systèmes de polissage des disques abrasifs Sof-Lex®, des roues spirales Sof-Lex® et des polissoirs Clearfil Twist Dia® ont permis d'obtenir les rugosités de surface

					les plus faibles
<p><i>A comparative analysis of different finishing and polishing devices on nanofilled, microfilled, and hybrid composite : a scanning electron microscopy and profilometric study</i></p> <p>(Yadav et al. 2016)</p>	<p>Analyser et comparer l'efficacité de différentes procédures de finition et de polissage sur les résines composites nanochargées, microchargées et hybrides</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 3 matériaux testés • 30 spécimens de chaque composite répartis en 3 groupes (3 procédures de polissage différentes) 	<ul style="list-style-type: none"> • Evaluation de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Evaluation de la surface au microscope électronique à balayage • Analyse statistique des données (ANOVA) 	<ul style="list-style-type: none"> • Meilleur polissage obtenu avec le système Super-snap Rainbow de chez Shofu® • Polissage moindre obtenu avec le système de finition et de polissage Enhance Dentsply® • Meilleur état de surface obtenu chez la résine composite nanochargée Ceram X® • Moins bon état de surface obtenu chez la résine composite hybride Filtek Z-250® 	<p>La qualité du polissage dépend ainsi du système utilisé, mais également du matériau et de son aptitude au polissage</p>
<p><i>Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins</i></p> <p>(Kocaagaoglu et al. 2017)</p>	<p>Evaluer la rugosité de surface et la stabilité de la teinte de 4 résines composites soumises à différentes procédures de polissage</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 4 matériaux testés • 30 spécimens de chaque matériau répartis en 3 groupes (contrôle et 2 procédures de polissage différentes) 	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure de la rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre • Evaluation du changement de teinte à l'aide d'un colorimètre (après stockage durant 48 heures dans du café) • Analyse au microscope électronique à balayage et au microscope à force atomique • Analyse statistique des données (Kruskal-Wallis) 	<ul style="list-style-type: none"> • Stabilité de la teinte : plus grand changement chez le composite hybride Valux Plus® et meilleure stabilité chez le composite nanohybride Clearfil Majesty Esthetic® • Pas de différence significative de la rugosité de surface entre les différents composites • Meilleur état de surface obtenu avec les systèmes de finition et de polissage Enhance® et Pogo® 	<p>Existence d'une corrélation statistiquement significative entre la rugosité de surface et l'altération de la teinte</p>
<p><i>Comparison of different polishing methods on the surface roughness</i></p>	<p>Evaluer les effets de différentes procédures de polissage sur la rugosité de</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 6 matériaux testés • 32 spécimens de chaque matériau répartis en 4 groupes 	<ul style="list-style-type: none"> • Vieillessement par thermocyclage (5000 cycles) • Mesure de la rugosité de 	<ul style="list-style-type: none"> • Avant et après thermocyclage : rugosité de surface la plus faible observée chez Filtek Supreme Plus® 	<ul style="list-style-type: none"> • La procédure de thermocyclage a conduit à une augmentation de la rugosité de surface

<p><i>of microhybrid, microfill and nanofill composite resins</i></p> <p>(Moda et al. 2017)</p>	<p>surface des résines composites après vieillissement par thermocyclage</p>	<p>(4 procédures de polissage différentes)</p>	<p>surface avant et après thermocyclage à l'aide d'un profilomètre</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Aucune différence significative de rugosité de surface observée après thermocyclage entre les différentes techniques de polissage 	<p>des résines composites</p> <ul style="list-style-type: none"> • Le polissage réalisé à l'aide des disques d'oxyde d'aluminium Flexidisc® couplés à la pâte de polissage ont conduit à des valeurs de rugosité moindres avant thermocyclage, mais aucune différence significative n'a été trouvée entre les différents systèmes de polissage après thermocyclage
---	--	--	--	---	---

Les composites macrochargés présentent dans leur composition des particules de charge dont la taille dépasse le micromètre, ce qui rend leur surface relativement compliquée à polir. Voilà pourquoi ils sont souvent qualifiés de composites *peu esthétiques*.

Ainsi, d'autres types de résines composites ont été élaborés, afin de présenter des particules de charge plus petites, et ainsi faciliter le polissage et améliorer le rendu esthétique des restaurations. Parmi elles, les dernières venues sont les résines composites nanochargées, qui, en exploitant le domaine des nanotechnologies, permettent d'obtenir une surface plus lisse, un retrait de polymérisation moindre, une meilleure stabilité de teinte et donc un rendu esthétique amélioré. *Mitra et al.* ont souligné le fait que les résines composites nanochargées allient la bonne aptitude au polissage des résines composites microchargées et les excellentes propriétés mécaniques des résines composites hybrides (Mitra et al. 2003).

Au sein de la cavité buccale, le succès clinique d'un composite dépend de nombreux facteurs, dont l'un est la qualité de surface de la restauration. Ainsi, la qualité des procédures de finition et de polissage influe grandement la longévité et le rendu esthétique des restaurations.

On peut rappeler une nouvelle fois ici les travaux menés par *Bollen et al.*, qui ont montré qu'une rugosité de surface dépassant le seuil de 0,2 μm conduisait simultanément à une augmentation de l'accumulation de plaque, augmentant alors le risque de carie et d'inflammation parodontale (Bollen et al. 1997).

Ainsi, l'obtention d'une rugosité minimale (moins de 0,2 μm) doit se faire de manière progressive avec des instruments adaptés au matériau mis en œuvre (The Dentalist 2015) :

- Le contourage va consister à donner à la restauration un aspect morphologique primaire correct, en essayant de reproduire le plus fidèlement l'anatomie dentaire, à l'aide de fraises diamantées bague rouge et de disques à polir à gros grains (Ritter 2005).
- La finition correspond à l'élimination des excès de composite, à la sculpture de la face occlusale, des sillons et de l'anatomie secondaire ; à l'aide de fraises en carbure de tungstène, de fraises diamantées bague jaune et de disques à polir à grains moyens. On supprime lors de cette étape la couche amorphe de résine dont la polymérisation a été inhibée par l'oxygène (Patel et al. 2004). En effet, l'oxygène possède un fort pouvoir inhibiteur de la polymérisation ; ainsi, les radicaux libres réagissent avec l'oxygène de l'air et cela entraîne alors l'absence de polymérisation d'une fine couche d'oligomères (50 à 500 μm) à la surface des polymères quel que soit le mode de polymérisation.

- Le polissage a pour but l'élimination des irrégularités de surface créées lors des étapes de finition et réduire la rugosité de surface au maximum à l'aide de polisseurs en caoutchouc et de disques à polir à grains fins (Morgan 2004).
- La brillance permet de conférer à la restauration un aspect brillant naturel à l'aide de polisseurs en caoutchouc et de disques à polir à grains extra-fins.

Idéalement, la restauration devrait avoir un état de surface et une brillance comparables à ceux de l'émail après la réalisation des procédures de finition et de polissage (Ergücü et Türkün 2007).

L'aptitude au polissage d'une restauration composite dépend de la taille des charges, de la dureté, du taux de charges, mais aussi du type de matériau utilisé afin de réaliser le polissage. En effet, la flexibilité du matériau de finition, la dureté de l'abrasif, la taille du grain et la technique de mise en œuvre des procédures de finition et de polissage vont conditionner l'état de surface final de la restauration (Marigo et al. 2001).

Gonçalves et al. ont pu noter au cours de leurs recherches que la matrice résineuse et les particules de charges vont réagir différemment aux agents abrasifs lors du polissage, en raison de la différence de dureté qui existe entre les deux composants (Gonçalves et al. 2012).

Il existe sur le marché une grande variété de dispositifs de finition et de polissage des résines composites tels que les abrasifs revêtus d'oxyde d'aluminium, les disques en silicone, les fraises de finition en carbure de tungstène, les bandes abrasives, les pâtes de polissage, etc...

Aytac et al. ont évalué au cours de leur étude l'influence de différentes procédures de polissage sur la rugosité et la morphologie de surfaces des résines nanocomposites (Aytac et al. 2016). Ils en ont conclu qu'il existait une corrélation statistiquement significative entre les techniques de polissage et le type de composite avec la rugosité de surface. Les moins bons résultats ont été obtenus lorsque le polissage fut réalisé avec le système Occlubrush® qui comprend des brosses avec agent de polissage intégré (carbure de silicium). Certains auteurs ont suggéré que ceci pouvait être dû aux particules abrasives en carbure de silicium, qui seraient moins efficaces que les particules d'oxyde d'aluminium et que les abrasifs diamantés, que l'on retrouve plus classiquement.

Afin d'être efficace, un système de finition et de polissage doit être constitué de particules abrasives relativement plus dures que les particules de charge ; dans le cas contraire, celui-ci aboutira uniquement à l'élimination de la matrice résineuse et laissera les particules de charges en saillie à la surface du matériau. Avec le développement des nanotechnologies,

l'obtention de particules de charges de dimension réduite et avec une distribution plus large rapproche les charges les unes des autres, mais également de la matrice, qui est ainsi protégée des abrasifs lors du polissage.

La capacité des disques imprégnés de particules d'oxyde d'aluminium à obtenir un meilleur état de surface serait liée à leur faculté à éliminer à la fois la matrice organique et les particules de charge. Cependant, ces systèmes de polissage ont des limites en raison de leur géométrie : il est souvent difficile de polir des surfaces courbes telles qu'il en existe dans les régions postérieures de l'arcade dentaire. Les valeurs de rugosité de surface les plus faibles ont été obtenues avec le système de finition et de polissage Sof-Lex® (disques abrasifs revêtus de particules d'oxyde d'aluminium) malgré l'observation chez certains spécimens de particules de charges délogées et d'éraflures au microscope électronique à balayage.

Les roues spirales de polissage diamantées Sof-Lex® et les polissoirs Clearfil Twist Dia® ont également permis d'obtenir des valeurs de rugosité de surface acceptables (Aytac et al. 2016).

De Oliveira et al. ont quant à eux cherché à évaluer les effets des solutions fluorées et du polissage sur l'état de surface des résines composites (de Oliveira et al. 2012).

Ils ont pu noter que les spécimens non polis présentaient une dégradation significativement supérieure aux spécimens ayant été polis.

Cette étude pourrait ainsi alerter les praticiens mettant en œuvre une dentisterie préventive et esthétique sur l'importance du polissage des composites mais également sur la vigilance à l'égard de certains bains de bouche fluorés afin d'augmenter la longévité des traitements conservateurs mis en œuvre.

De Morais et al. ont évalué l'incidence de différents systèmes de finition et de polissage sur la rugosité de surface et la stabilité de la teinte des résines composites soumises au vieillissement artificiel accéléré (de Morais et al. 2015). Comme nous l'avons déjà développé précédemment, la susceptibilité à la coloration dépend de la nature du matériau, du mode de vie du patient, mais également de l'état de surface de la restauration. En effet, une restauration avec une surface rugueuse, présentant des micro-défauts, favorisera la pénétration de substances colorantes et sera alors potentiellement sujette à une altération de la teinte (Guler et al. 2005). Ainsi, les procédures de finition et de polissage semblent essentielles afin d'éviter cela. Un problème inhérent à ces procédures est le fait que la matrice organique et les charges présentent des duretés différentes, et s'usent différemment, ce qui conduit parfois à des irrégularités de surface du matériau et donc à une susceptibilité à la coloration après

polissage (Chung 1994). Cette étude a mis en évidence le fait que les spécimens ayant été polis une semaine après leur mise en œuvre présentent moins d'altération de la teinte que les autres. En effet, lorsque le polissage est différé d'une semaine, une polymérisation additionnelle a eu lieu et le composite présente alors un meilleur degré de conversion. Cela permet d'obtenir un niveau plus élevé de réticulation des chaînes, améliorant alors les propriétés du matériau (Ferracane, 2006) (Soares et al. 2007). Cependant, certains auteurs recommandent un polissage immédiat, n'ayant pas noté d'incidence négative par rapport au polissage différé, et ceci permettant en plus de limiter le nombre de sessions cliniques (Venturini et al. 2006).

Chour et al. ont eux aussi comparé plusieurs systèmes de polissage au cours de leur étude, et ont obtenu la surface la plus lisse chez les spécimens du groupe contrôle, dont la polymérisation a été réalisée contre une bande matrice Mylar® (Chour et al. 2016). Cela rejoint les observations de *Kumari et al.* (Kumari et al. 2015). En effet, la polymérisation contre une bande matrice permet d'obtenir une surface extrêmement lisse et empêche la formation d'une couche non durcie à la surface. Cependant, la surface au contact de la bande ne possède tout de même pas le même degré de polymérisation que la majeure partie de la résine composite qui n'a pas été exposée à l'oxygène (Rueggeberg et Margeson 1990).

Chour et al. ont conclu dans leur article que la pâte de polissage diamantée peut être utilisée pour éliminer la surface rugueuse tandis que les disques Sof-lex® sont adaptés pour la finition finale et le polissage de la restauration.

Yadav et al. ont évalué les effets de trois procédures de finition et de polissage chez trois types de composites : nanochargé, microchargé et hybride (Yadav et al. 2016).

La résine composite nanochargée Ceram X® a présenté au cours de l'étude la meilleure aptitude au polissage ; probablement car la combinaison de particules nanométriques et de *nanoclusters* (aggrégats de particules de nanocharges) réduit l'espace inter-charges et permet d'augmenter le pourcentage de charges, augmentant ainsi les propriétés physiques et la rétention de polissage du matériau. Ainsi, durant le polissage, seules les nanoparticules sont éliminées, tandis que les *nanoclusters* résistent et permettent d'obtenir une surface avec beaucoup moins de défauts et une meilleure conservation du polissage.

Le composite microchargé Esthet-X® présentait une rugosité supérieure à celle trouvée chez les spécimens de Ceram X®, sûrement en raison de la présence de Bis-EMA dans sa

composition, qui possède un poids moléculaire plus élevé, et moins de doubles liaisons en son sein, et qui présente donc une matrice moins résistante.

Le composite hybride Filtek Z 250® présentait le moins bon état de surface après polissage, probablement car il contient des particules de verre relativement grosses qui, une fois éliminées, laissent des vides et conduisent à l'obtention de surfaces plus rugueuses après polissage. Indépendamment du type de composite, la procédure de finition et de polissage la plus efficace au cours de l'étude fut celle réalisée à l'aide du système Super-snap Rainbow de Shofu®, qui est composé de disque recouverts d'oxyde d'aluminium. Ces derniers semblent polir la surface de la restauration sans déloger les particules de charges. De plus, la malléabilité des disques d'oxyde d'aluminium Shofu® semble favoriser une abrasion homogène de la matrice et des charges (Setcos et al. 1999).

Ainsi, le polissage semble être une étape essentielle afin d'assurer le succès clinique des restaurations composites. Plusieurs systèmes sont présents sur le marché et montrent une efficacité plus ou moins prononcée. Le polissage des résines composites est indispensable afin d'assurer aux restaurations un bon aspect esthétique et un meilleur état de surface, limitant ainsi l'accumulation de plaque et les risques de coloration, de caries secondaires ou d'inflammation des tissus parodontaux.

CONCLUSION

Les conditions orales auxquelles sont exposées les restaurations en résine composite durant leur service clinique sont diverses et variées. La complexité de la cavité buccale réside dans le fait qu'il existe en son sein de nombreuses contraintes, telles que les changements de température et d'acidité, l'humidité, ou encore les forces masticatoires. Tous ces paramètres ont évidemment une influence sur les organes dentaires, et également sur les matériaux qui les reconstituent. Les résines composites se sont largement développées au cours des dernières décennies, mais conservent un taux d'échec relativement élevé.

Le respect de leur protocole de mise en œuvre semble indispensable et le polissage des restaurations, qui est parfois négligé par certains praticiens, apparaît essentiel pour la satisfaction du patient et pour la longévité de la restauration.

En parcourant ces études, on a pu noter que de nombreux matériaux existent, et que le marché des résines composite est très dynamique. L'avènement des nanotechnologies a permis d'améliorer sensiblement les caractéristiques des composites et certains matériaux, tels que les *Ormocers* ou les composites à base de *Silorane*, semblent prometteurs. Le marché des résines composites est en perpétuelle évolution et de nombreux matériaux voient le jour chaque année. Ainsi, on manque parfois de recul clinique. Si de nombreux tests sont réalisés in vitro afin de reproduire de la manière la plus fidèle les différentes conditions cliniques des restaurations, il paraît compliqué de prédire le comportement du matériau in vivo tant l'environnement buccal est complexe et comprend un grand nombre de facteurs qui vont différer à chaque fois selon les individus (composition des liquides buccaux, pouvoir abrasif des aliments, température, force masticatoire, brossage, bruxisme, etc..).

BIBLIOGRAPHIE

- Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: An in vitro evaluation. *J Dent*. 2011;39:e37-44.
- Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M, Kuyucu E. Effects of Novel Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Morphology of Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al*. 2016;28(4):247-61.
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent*. 2005;33(5):389-98.
- Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
- Camargo IM, Saiki M, Vasconcellos MB, Avila DM. Abrasiveness evaluation of silica and calcium carbonate used in the production of dentifrices. *J Cosmet Sci*. 2001;52(3):163-7.
- Campbell PM, Johnston WM, O'Brien WJ. Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res*. 1986;65(6):892-4.
- Caracostea A, Morar N, Florea A, Soanca A, Badea ME. Two-body wear simulation influence on some direct and indirect dental resin biocomposites - A qualitative analysis. *Acta Bioeng Biomech*. 2016;18(3):61-72.
- Chladek G, Basa K, Żmudzki J, Malara P, Nowak AJ, Kasperski J. Influence of aging solutions on wear resistance and hardness of selected resin-based dental composites. *Acta Bioeng Biomech*. 2016;18(3):43-52.
- Chour RG, Moda A, Arora A, Arafath MY, Shetty VK, Rishal Y. Comparative evaluation of effect of different polishing systems on surface roughness of composite resin: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*. août 2016;6(Suppl 2):S166-70.
- Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 1994;10(5):325-30.
- Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*. 2008;22(1):84-9.
- De Menezes M, Turssi CP, Hara AT, Messias DCF, Serra MC. Abrasion of eroded root dentine brushed with different toothpastes. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3):151-5.
- de Oliveira, Aiello, Mendes, Migliorini Urban, Hellen Campanha, Habib Jorge. Effect of storage in water and thermocycling on hardness and roughness of resin materials for temporary restorations. *Mater Res*. 2010;13(3):355-9.
- De Oliveira Daltoé M, Lepri CP, Wiesel JGG, Tornavoi DC, Agnelli JAM, Reis ACD. Analysis of the microstructure and mechanical performance of composite resins after accelerated artificial aging. *Minerva Stomatol*. 2013;62(3):63-9.
- Ergücü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent*. 2007;32(2):185-92.
- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2006;22(3):211-22.
- Floyd CJE, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2006;22(12):1143-9.
- Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012;23(5):508-14.

- Gomes PN, Dias SC, Moyses MR, Pereira LJ, Negrillo BG, Ribeiro JCR. Effect of artificial accelerated aging on Vickers microhardness of composite resins. *Gen Dent.* 2008;56(7):695-9.
- Gonçalves MA, Teixeira VCF, Rodrigues SSMFG, de Oliveira RSMF, Salvio LA. Evaluation of the roughness of composite resins submitted to different surface treatments. *Acta Odontol Latinoam AOL.* 2012;25(1):89-95.
- Guiraldo RD, Consani S, Consani RLX, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MAC, et al. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J.* 2010;21(6):538-42.
- Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):453-8.
- Gusmao E, Melo J, Ramos C, Santos R, Araújo A. Aplicabilidade de clinica dos dentifricios. *Int J Dent.* 2003;2(1):231-5.
- Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Oper Dent.* 2010;35(4):412-9.
- Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(3):237-44.
- Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2011;23(5):315-22.
- Hansen EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Scand J Dent Res.* 1983;91(5):406-10.
- Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, Rousson V. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26(4):306-19.
- Janda R, Roulet J-F, Latta M, Rüttermann S. The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater.* 2006;22(12):1103-8.
- Jassé FF, de Campos EA, Lefever D, Di Bella E, Salomon JP, Krejci I, et al. Influence of filler charge on gloss of composite materials before and after in vitro toothbrushing. *J Dent.* 2013;41 Suppl 5:e41-4.
- Kocaagaoglu H, Aslan T, Gürbulak A, Albayrak H, Taşdemir Z, Gumus H. Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Niger J Clin Pract.* 2017;20(5):557-65.
- Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ. Morphological features of composite resin surfaces after two- and three-body wear simulation. *World J Dent.* 2012;3(3):221-8.
- Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int Oral Health JIOH.* 2015;7(7):63-70.
- Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res.* 1991;99(3):254-61.
- Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *J Oral Rehabil.* 2012;39(3):217-25.
- Lee SY, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1995;11(6):348-53.
- Lee Y-K, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):370-6.
- Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable Composites: Overview and Technical Considerations. *J Esthet Restor Dent.* 1999;11(5):234-49.
- Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. *Encycl Méd-Chir-Médecine Buccale.* 2010;28-210-U-10:1-26.
- Liljeborg A, Tellefsen G, Johannsen G. The use of a profilometer for both quantitative and qualitative measurements of toothpaste abrasivity. *Int J Dent Hyg.* 2010;8(3):237-43.

- Marigo L, Rizzi M, La Torre G, Rumi G. 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Oper Dent*. 2001;26(6):562-8.
- Melo MAS, Guedes SFF, Xu HHK, Rodrigues LKA. Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management. *Trends Biotechnol* [Internet]. 2013 [cité 13 août 2017];31(8). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3845439/>
- Minami H, Hori S, Kurashige H, Murahara S, Muraguchi K, Minesaki Y, et al. Effects of Thermal Cycling on Surface Texture of Restorative Composite Materials. *Dent Mater J*. 2007;26(3):316-22.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 1939. 2003;134(10):1382-90.
- Moda MD, Godas AG de L, Fernandes JC, Suzuki TYU, Guedes APA, Briso ALF, et al. Comparison of different polishing methods on the surface roughness of microhybrid, microfill, and nanofill composite resins. *J Investig Clin Dent*. 2017;
- Monteiro B, Spohr AM. Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices. *J Int Oral Health JIOH*. 2015;7(7):1-5.
- Montes-G GM, Draughn RA. In vitro surface degradation of composites by water and thermal cycling. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 1986;2(5):193-7.
- de Moraes RC, Garcia L da FR, Cruvinel DR, Panzeri Pires-de-Souza F de C. Color Stability and Surface Roughness of Composite submitted to Different Types and Periods of Finishing/Polishing: Physical Properties of Composites. *J Contemp Dent Pract*. 2015;16(7):565-70.
- Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthetic Dent PPAD*. 2004;16(3):211-7.
- Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:295-308.
- Morresi AL, D'Amario M, Monaco A, Rengo C, Grassi FR, Capogreco M. Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites. *J Oral Sci*. 2015;57(2):137-43.
- O'Brien WJ, Johnston WM, Fanian F, Lambert S. The surface roughness and gloss of composites. *J Dent Res*. 1984;63(5):685-8.
- de Oliveira ALBM, Domingos PADS, Palma-Dibb RG, Garcia PPNS. Chemical and morphological features of nanofilled composite resin: influence of finishing and polishing procedures and fluoride solutions. *Microsc Res Tech*. 2012;75(2):212-9.
- Paolantonio M, D'ercole S, Perinetti G, Tripodi D, Catamo G, Serra E, et al. Clinical and microbiological effects of different restorative materials on the periodontal tissues adjacent to subgingival class V restorations. *J Clin Periodontol*. 2004;31(3):200-7.
- Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *J Am Dent Assoc* 1939. 2004;135(5):587-94; quiz 654.
- Pereira, Castilho, Marocho, Bottino. Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Braz J Oral Sci*. 2007;6(22):1372-5.
- Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*. 2010;38:e110-6.
- Pires-de-Souza F de CP, Garcia L da FR, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Braz Dent J*. 2007;18(2):119-23.
- Raskin A. Les résine composites. Société francophone des biomatériaux dentaires. 2009.
- dos Reis AC, de Castro DT, Schiavon MA, da Silva LJ, Agnelli JAM. Microstructure and mechanical properties of composite resins subjected to accelerated artificial aging. *Braz Dent J*. 2013;24(6):599-604.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2003;19(1):12-8.

- Ritter AV. Direct resin-based composites: current recommendations for optimal clinical results. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2005;26(7):481-2, 484-90; quiz 492, 527.
- Roselino L de MR, Chinelatti MA, Alandia-Román CC, Pires-de-Souza F de CP. Effect of Brushing Time and Dentifrice Abrasiveness on Color Change and Surface Roughness of Resin Composites. *Braz Dent J*. 2015;26(5):507-13.
- Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*. 1990;69(10):1652-8.
- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2003;19(7):612-9.
- Setcos JC, Tarim B, Suzuki S. Surface finish produced on resin composites by new polishing systems. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1999;30(3):169-73.
- Shirinazad M, Rezaei-Soufi L, Mirtorabi MS, Vahdatinia F. Effect of Accelerated Artificial Aging on Translucency of Methacrylate and Silorane-Based Composite Resins. *J Dent Tehran Iran*. 2016;13(2):92-100.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003;24(4):655-65.
- Smisson DC, Diefenderfer KE, Strother JM. Effects of five thermal stressing regimens on the flexural and bond strengths of a hybrid resin composite. *Oper Dent*. 2005;30(3):297-303.
- Soares-Geraldo D, Scaramucci T, Steagall-Jr W, Braga SRM, Sobral MAP. Interaction between staining and degradation of a composite resin in contact with colored foods. *Braz Oral Res*. 2011;25(4):369-75.
- Soares LES, Liporoni PCS, Martin AA. The effect of soft-start polymerization by second generation LEDs on the degree of conversion of resin composite. *Oper Dent*. 2007;32(2):160-5.
- Söderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res*. 1996;75(9):1692-9.
- Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*. 1984;63(10):1248-54.
- The Dentalist. Le Polissage des Résines Composites [Internet]. The Dentalist. 2015 [cité 24 sept 2017]. Disponible sur: <http://thedentalist.fr/le-polissage-des-resines-composites/>
- Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *Eur J Dent*. 2009;3(1):50-6.
- Tornavoi DC, Agnelli JAM, Panzeri H, Dos Reis AC. Color change of composite resins subjected to accelerated artificial aging. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. 2013;24(5):605-9.
- Valinoti AC, Neves BG, da Silva EM, Maia LC. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *J Appl Oral Sci Rev FOB*. 2008;16(4):257-65.
- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*. 2006;31(1):11-7.
- Voltairelli FR, Santos-Daroz CB dos, Alves MC, Cavalcanti AN, Marchi GM. Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites. *J Appl Oral Sci Rev FOB*. 2010;18(6):585-90.
- Vreven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeesch G, Leloup G. Résines composites. *Encycl Méd-Chir- Odontol*. 2005;23-05-E-10:1-21.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2005;21(1):68-74.
- Wiegand A, Schlueter N. The role of oral hygiene: does toothbrushing harm? *Monogr Oral Sci*. 2014;25:215-9.
- Wonglamsam A, Kakuta K, Ogura H. Effects of occlusal and brushing cycles on wear of composite resins in combined wear test. *Dent Mater J*. 2008;27(2):243-50.

- Yadav RD, Raisingani D, Jindal D, Mathur R. A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2016;9(3):201-8.
- Yap AUJ, Wu SS, Chelvan S, Tan ESF. Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent*. 2005;30(1):99-104.
- Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil*. 2001;28(11):1015-21.
- Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A. Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dent Mater J*. 2009;28(3):362-7.

**Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs sans aucune approbation de la
Faculté de Chirurgie Dentaire**

LEVY Jordan. Moyens d'étude du vieillissement des résines composites en laboratoire. 2017. 72 p. : ill., tabl. Réf. Biblio. : p. 67-71

Sous la direction de : Docteur Julia BOSCO

Th : Chir Dent. : Paris 7 : 2017

RESUME :

Les résines composites subissent au cours du temps une dégradation et une diminution de leurs propriétés physiques, mécaniques et chimiques. Des changements structurels majeurs se produisent au fil du temps, tels que la dégradation superficielle du matériau ou une altération de la teinte.

La dégradation est accélérée par une combinaison de plusieurs facteurs présents dans la cavité orale tels que l'humidité, les variations de pH et de température et les contraintes occlusales.

Pour étudier ces comportements, les chercheurs ont mis en œuvre des techniques de vieillissement in vitro, qui permettent de reproduire en quelques jours des dégradations au niveau des matériaux qui seraient perceptibles cliniquement uniquement après plusieurs années. De nos jours, l'évolution industrielle du marché des résines composites est telle qu'il serait compliqué de tester in vivo sur une durée de 5 ou 10 ans les matériaux avant leur commercialisation ; ces moyens de vieillissement en laboratoire des résines composites permettent donc de reproduire plus ou moins fidèlement le vieillissement in vivo que subissent les restaurations durant leur utilisation clinique en peu de temps. Il permet ainsi de prédire approximativement le futur comportement clinique de la résine composite. Cependant, il est évident qu'il ne permettra jamais de reproduire exactement les conditions auxquelles sont exposées les résines composites au sein de la cavité orale.

TITRE en anglais : Aging test methods for predicting the behavior of restorative composite materials

DISCIPLINE : Odontologie Conservatrice - Biomatériaux

MOTS-CLES Français : Biodégradation, Vieillissement artificiel accéléré, Thermocyclage, Polissage

MOTS-CLES Anglais : Surface degradation, Accelerated artificial aging, Thermal cycling, Polishing systems
