



HAL
open science

Les résines composites fluides : données actuelles

Stéphanie Jager

► **To cite this version:**

Stéphanie Jager. Les résines composites fluides : données actuelles. Sciences du Vivant [q-bio]. 2011. hal-01739031

HAL Id: hal-01739031

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739031>

Submitted on 20 Mar 2018

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

NANCY – METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARÉ – NANCY 1
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2011

N°3744

THESE

pour le

**DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN
CHIRURGIE DENTAIRE**

par

Stéphanie JAGER

Née le 12 avril 1987 à Metz (57)

LES RESINES COMPOSITES FLUIDES : DONNEES ACTUELLES

Présentée et soutenue publiquement le

28 octobre 2011

Examineurs de la thèse :

Pr P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Dr D. DESPREZ-DROZ	Maître de Conférences	Juge
<u>Dr E. MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
Dr Y. SIMON	Ancien A.H.U.	Juge

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Pascal Ambrosini

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I
Vice-doyen au budget et aux affaires hospitalières
Habilité à diriger des recherches
Professeur des Universités
Responsable de la sous-section : Parodontologie

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites, en présidant le jury de notre thèse.

Nous vous remercions pour vos qualités pédagogiques et humaines dont nous avons eu la chance de bénéficier durant nos années en clinique.

Soyez assuré de notre reconnaissance et de notre profonde considération.

A NOTRE JUGE

Madame le Docteur Dominique DESPREZ-DROZ

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I
Maître de Conférences des Universités
Responsable de la sous-section : Pédiodontie

Nous avons été touchés par la confiance que vous avez bien voulu nous témoigner en acceptant de faire partie du jury de cette thèse.

Par votre détermination et votre investissement, vous avez su nous transmettre votre passion et nous vous en sommes infiniment reconnaissants.

Veillez trouver dans cette thèse l'expression de notre très sincère estime.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Docteur Eric MORTIER

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy I
Maître de Conférences des Universités
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Vous nous avez fait le très grand honneur de diriger ce travail et de nous guider tout au long de son élaboration.

Nous vous sommes particulièrement reconnaissants pour votre patience, votre disponibilité et vos précieux conseils, tant dans ce travail que tout au long de nos études. Nous vous remercions de nous avoir donné goût à la recherche.

Votre soutien sans relâche nous ont permis d'en être là aujourd'hui.

Veillez trouver ici le témoignage de notre plus grande estime et de nos remerciements les plus sincères.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Yorick SIMON

Docteur en chirurgie dentaire
Ancien assistant hospitalo-universitaire
Sous-section : Odontologie Conservatrice – Endodontie

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait en acceptant spontanément de faire partie de notre jury de thèse.

Nous vous remercions pour vos nombreuses qualités humaines et professionnelles qui imposent une profonde admiration.

Vous avez contribué à enrichir nos années de clinique par votre disponibilité, votre patience et votre confiance.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profonde reconnaissance et de notre sincère amitié.

A mes parents, pour leur présence et les nombreux sacrifices qu'ils ont toujours fait pour nous permettre d'aller au bout de nos projets.

A mon grand frère, pour son soutien.

A ma petite sœur, qui compte tellement pour moi. Merci de ne pas m'avoir trop tenu rigueur du grand nombre d'heures passées à travailler depuis toutes ces années.

A ma famille,

A mes amis de fac et d'avant, pour tous ces moments passés ensemble. Pour votre amitié à toute épreuve.

A mes amours,

A tous ceux qui m'ont toujours soutenu de près comme de loin et que je tenais à remercier.

SOMMAIRE

1. Introduction
2. Historique des composites
3. Nature des composites
4. Les différentes classifications des composites
5. L'adhésion aux tissus dentaires minéralisés
6. Propriétés des résines composites
7. Indications des résines composites fluides
8. Conclusion

Bibliographie

Liste des tableaux

Liste des figures

Table des matières

1. Introduction

La dentisterie opératoire (DO), ancêtre de notre dentisterie conservatrice actuelle également dénommée odontologie conservatrice (OC), enfermait cette branche de la dentisterie dans un concept strictement invasif et chirurgical : en effet, afin de limiter les risques de récives carieuses, l'extension prophylactique était systématiquement préconisée, nécessitant un aménagement des cavités de carie fortement dommageable pour les tissus dentaires.

Au fil des années, plus particulièrement au cours du dernier quart du siècle dernier, on a pris conscience des mutilations souvent inutiles infligées à la dent et des conséquences éventuellement délétères quant à sa pérennité sur l'arcade.

Petit à petit, la notion de conservation et de préservation des tissus dentaires sains a fait son chemin : économie tissulaire et restauration fonctionnelle de la dent sont deux notions désormais indissociables. On parle à présent non plus de dentisterie opératoire mais d'odontologie conservatrice, cette dernière étant la science relative à la biologie et aux affections de l'émail, de la dentine et de la pulpe, à leurs complications ainsi qu'aux thérapeutiques conservatrices, préventives et curatives qui s'y appliquent.

Toutefois, même si depuis longtemps, nombre d'auteurs étaient convaincus que préservation et économie tissulaire se devaient d'être les maîtres-mots de la dentisterie moderne, les moyens et les matériaux à disposition des praticiens ne permettaient pas toujours d'obtenir les résultats escomptés. C'est l'avènement de la dentisterie adhésive qui va révolutionner le monde de l'odontologie conservatrice. L'essor que prend cette dentisterie impose alors une nouvelle attitude thérapeutique, dans laquelle la préservation des tissus sains prend une part essentielle.

Il faut cependant impérativement rester vigilant et se méfier de la tendance actuelle du recours au «tout-adhésif» qui vise à palier les déficits en termes d'esthétique et de consommation tissulaire des restaurations métalliques. Même s'il est vrai que l'arrivée des résines composites au sein de notre arsenal thérapeutique nous rend de nombreux services, l'utilisation de ces dernières demande une grande rigueur, son emploi étant particulièrement « praticien-dépendant ». De plus, même si la tendance va vers une diminution de la prévalence carieuse depuis les années 70, une faible proportion de la population concentre plus de 60% des besoins en soins dentaires. Face à cette constatation, il est impératif de noter que les résines composites n'ont pas de propriétés cario-protectrices, tandis que l'amalgame garde de nombreuses indications, notamment pour des patients que l'on ne parviendrait pas à intégrer dans un modèle médical préventif, du fait des propriétés bactéricides de ses produits de corrosion. Même si les matériaux de restauration n'ont de cesse d'évoluer ces dernières années, il faut garder à l'esprit quelques règles de base dans le choix de ce matériau de :

- son pouvoir de rétention dans la structure dentaire,
- sa capacité à protéger la structure résiduelle contre d'éventuelles fractures,
- sa capacité à favoriser la reminéralisation aux limites dent/restauration et à prévenir les récurrences de caries,
- sa longévité sous les charges occlusales,
- son esthétique.

Aucun matériau n'est universel et notre choix se doit de se faire en accord avec les données acquises de la science et non pas d'après les seuls désirs du patient, pour qui, bien souvent, l'esthétique prime.

Nous allons ici, dans un premier temps, aborder les résines composites, leur historique, leur composition, leurs diverses classifications, leurs modes d'adhésion ainsi que leurs propriétés. Puis nous détaillerons les différentes indications des résines composites fluides en odontologie conservatrice.

2. Historique des résines composites

2.1. Développement des systèmes adhésifs et matériaux adhésifs

2.1.1. De 1930 à 1940 : introduction et développement des résines adhésives

Afin de contrer le déficit esthétique de l'amalgame, on a vu apparaître et se développer des résines à usage dentaire entre 1930 et 1940, en particulier des résines à base de méthacrylates. Ces résines acryliques ont été proposées comme alternative aux ciments d'obturation à base de silicates pour les restaurations à caractère esthétique (figure 1). En termes de résistance, de mise en œuvre et de qualités optiques, elles avaient un atout indéniable. Toutefois, celles-ci présentaient de nombreux inconvénients. Elles ne collaient en effet pas spontanément aux tissus dentaires, il allait donc falloir développer des moyens d'adhésion efficaces. Par ailleurs, la contraction de ces matériaux au cours de la réaction de polymérisation était extrêmement importante : le risque de caries secondaires par percolation bactérienne, de pathologies pulpaires et de nécroses pulpaires était donc majeur (Ionokoshi et coll., 1982), du fait de l'importance des hiatus engendrés. Le retrait de prise était en effet conséquent (supérieur à 6% en volume) et l'on constatait également un grand écart dilatométrique en comparaison avec la dent (90ppm/°C contre 10ppm/°C) (Degrange, 2005).



Figure 1 : coffret de silicates

C'est un chimiste suisse, Hagger, travaillant pour la *Amalgamated Dental Company* à Londres et à Zurich, qui, en 1949, a tenté le premier essai d'un système adhésif pour coller les résines acryliques. Fut alors commercialisé un produit du nom de «Sevriton Cavity Seal®» couplé à une résine autopolymérisable, le «Sevriton®» (Hagger, 1951). Il contenait un dérivé di-méthacrylique de l'acide glycérophosphorique qui polymérisait à température ambiante sous l'action de l'acide sulfinique. Ce diméthacrylate de l'acide glycérophosphorique améliorait l'adhésion à la dentine en s'infiltrant dans la surface et en formant une couche intermédiaire, prémices de ce que nous appelons actuellement couche hybride (Kramer et Mc Lean, 1952).

2.1.2. En 1954 : Buonocore et le mordantage à l'acide phosphorique à 85%

Buonocore mena en 1954 une expérimentation sur l'émail. Il y appliqua de l'acide phosphorique à 85% pendant 30 secondes, ce qui provoqua une déminéralisation de la surface amélaire. Il montre ainsi que le mordantage permet d'augmenter la surface développée disponible pour le collage. C'est cette mise en évidence qui le rendra célèbre et sa publication sur le sujet restera un des piliers de la dentisterie adhésive. Son étude a consisté en la fixation de boulettes de résine autopolymérisable sur de l'émail et en la démonstration que la durée moyenne de tenue était nettement supérieure sur l'émail mordancé (1070 heures) par rapport à l'émail non mordancé (112 heures) (Buonocore, 1955). En 1956, Buonocore procédera à une expérimentation sur l'adhésion dentinaire, après mordantage, cette fois-ci, à l'acide chlorhydrique mais ses résultats se montrent décevants avec une adhérence de seulement 3 MPa (Buonocore et coll., 1956).

Les travaux de Hagger et Buonocore ont marqué le début d'une nouvelle époque dans le collage à l'émail et à la dentine. Toutefois, leur mise en pratique s'est révélée délicate puisque dans les années 50, tous les matériaux de restauration utilisés étaient à base de méthacrylate de méthyle, dont les propriétés étaient loin d'être adaptées à un collage au long cours à la structure dentaire.

2.1.3. En 1959 : Bowen et la résine Bis-GMA

C'est la mise au point de la molécule époxy (figure 2) qui s'avèrera être le fondement des progrès rapides de la chimie des résines dentaires.

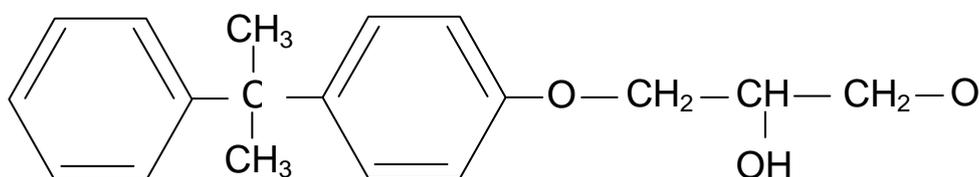


Figure 2 : représentation schématique de la molécule époxy

En effet, Castan, chimiste suisse et ses associés, les frères De Trey, ont été en 1937 à l'origine d'un progrès majeur dans la chimie des polymères grâce à l'invention des résines époxy obtenues par la condensation de l'épichlorhydrine du glycol avec le bisphénol A (Castan, 1938). Cette molécule a été la base de nombreuses résines composites dans lesquelles les groupes vinyles furent greffés aux groupes terminaux de la résine époxy afin de la transformer en un diméthacrylate (Söderholm et Mariotti, 1999).

En 1962, Bowen dépose, aux Etats-Unis, le premier brevet sur la résine Bis-GMA, (diméthacrylate glycidique de bisphénol A), basée sur cette molécule époxy (Bowen, 1962 ; Söderholm et Mariotti, 1999). Suite à la mise au point de ce nouveau monomère, Bowen va introduire la notion de matériau composite en associant des Bis-GMA et des particules de charges inertes (Bowen, 1965). Ces charges sont donc intégrées dans la matrice résineuse, ce qui permet d'obtenir un matériau ayant des qualités supérieures par rapport à ce que l'on obtiendrait en prenant chacun des deux composants isolément.

2.1.4. En 1971 : Wilson et Kent et les ciments verres ionomères

En 1971, Wilson et Kent mettent au point le premier ciment verre ionomère (CVI) (Wilson et Kent, 1971). Pour cela, ils ont associé la poudre des silicates (verres fluoro-alumino-siliciliques) au liquide des polycarboxylates de zinc (acides polyacryliques). Cette association offre alors la possibilité d'obtenir une adhésion chimique aux tissus dentaires sans préparation élaborée de la surface dentaire. Par ailleurs, ce matériau présente, contrairement aux résines composites, des propriétés cariostatiques par libération potentielle d'ions fluorures (Mc Lean et Wilson, 1977), ce qui a été maintes fois démontré en clinique et en laboratoire (Forss et Seppä, 1990). On notera toutefois que cette libération reste limitée dans le temps. En effet, on retrouve des quantités de fluor libérées relativement faibles au bout de quelques semaines ou de quelques mois selon les études (Forsten, 1990 ; Diaz-Arnold et coll., 1995 ; Forsten, 1995). Les CVI ont de multiples indications cliniques que ce soit en dentisterie restauratrice, en odontologie gériatrique ou encore en orthodontie. De nos jours, ce sont les CVI modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) qui sont les plus utilisés. Dans ces derniers, des monomères résineux de type HEMA (hydroxy-éthyl-méthacrylate) ont été ajoutés aux CVI conventionnels afin d'obtenir au final un mélange de matrice ionique et de matrice résineuse. Des CVI condensables ont été développés dans les années 90 dans l'espoir d'y trouver une alternative à l'amalgame. Il s'agit de CVI dont la proportion poudre/liquide a été augmentée afin d'améliorer les propriétés mécaniques de ces derniers. Bien que dénommés condensables, ils ne sont en aucun cas compactables, ceci limitant de fait leurs indications. Ils sont utilisés principalement en odontologie pédiatrique, notamment du fait de leur facilité de mise en place.

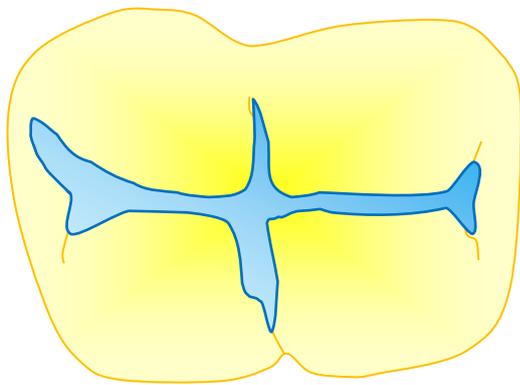
2.2. Vers une nouvelle approche thérapeutique : le modèle médical préventif

Les principes de taille de cavités ont beaucoup évolué au fil des années, ou plus exactement au fil de l'apparition de nouveaux matériaux. Plusieurs écoles se sont succédées (Anderson, 1992). La plus ancienne, celle de Black, prônait l'extension prophylactique pour limiter les risques de récurrences carieuses au détriment de tissus dentaires sains. Il faudra attendre de nombreuses années et la mise au point de nouveaux matériaux pour voir apparaître de nouveaux principes de taille et de nouvelles classifications, celle de Mount et Hume (1997 et 1998) suivie par la classification SiSta, qui s'en inspire largement (Lasfargues, 2000). Ces nouveaux principes et classifications sont fondés sur le respect des tissus dentaires et l'économie tissulaire (Lasfargues, 1998).

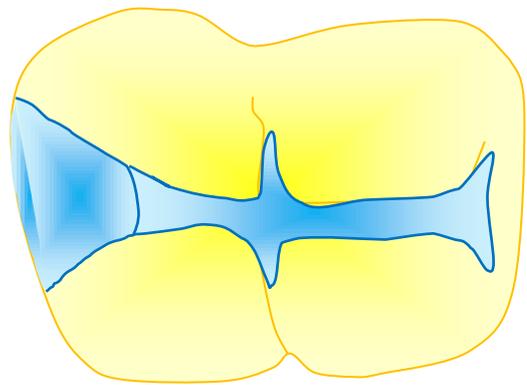
2.2.1. La classification de Black et ses principes de taille

En 1908, Black répartit les cavités de caries en différentes classes et décrit des protocoles opératoires. Il présente ainsi six classes de cavités (Black, 1908) (figure 3).

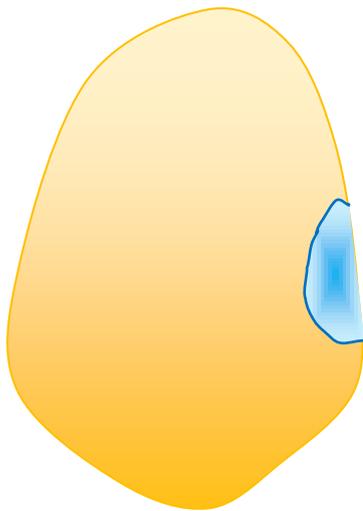
- Classe I : cavités de caries siégeant dans les dépressions anatomiques des dents c'est-à-dire les sillons occlusaux des molaires et prémolaires, les sillons vestibulaires, linguaux ou palatins des molaires et les puits cingulaires des incisives et canines.
- Classe II : cavités de caries proximales des molaires et prémolaires.
- Classe III : cavités de caries proximales des incisives et canines, n'intéressant pas l'angle incisif.
- Classe IV : cavités de caries proximales des incisives et canines avec disparition de l'angle incisif.
- Classe V : cavités de caries du tiers gingivo-lingual ou gingivo-palatin de toutes les dents, autrement dénommées caries du collet.
- Classe VI : cavités de caries des surfaces lisses des molaires, des prémolaires et canines et cavités de caries du sommet des cuspidés (cette classe de cavités est beaucoup plus rare que les précédentes).



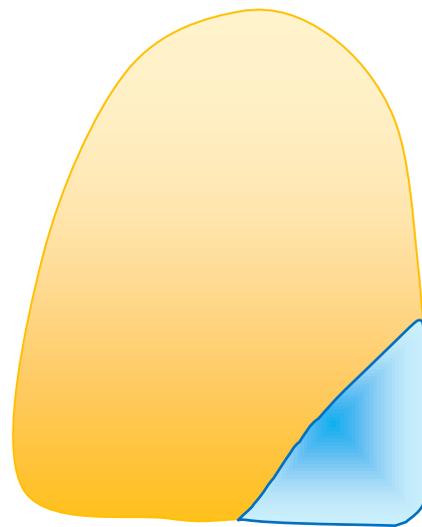
Classe I de Black



Classe II de Black



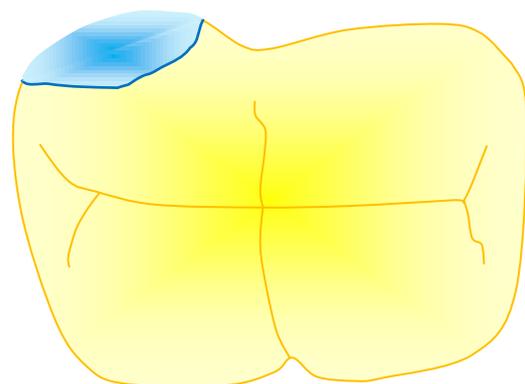
Classe III de Black



Classe IV de Black



Classe V de Black



Classe VI de Black

Figure 3 : représentation schématique des différentes classes de Black

L'acte thérapeutique du chirurgien-dentiste dans le concept de Black consistait à supprimer les tissus irréversiblement atteints puis à transformer la cavité de carie en cavité d'obturation. Black a énoncé des règles précises concernant la préparation des cavités, règles que l'on peut résumer en sept points (Black, 1917).

- L'obtention de la forme de contour, qui reprend la notion d'extension prophylactique, intégrant la totalité du réseau (une seule cavité englobant les sillons) au lieu de se contenter de la cavité carieuse pour éviter l'extension.
- L'obtention de la forme de résistance, forme donnée à la cavité pour asseoir l'obturation et lui permettre de résister aux sollicitations des forces de mastication.
- L'obtention de la forme de rétention, qui correspond à l'ensemble des précautions architecturales visant à éviter le délogement de l'obturation sous l'action des forces masticatrices.
- L'obtention de la forme de convenance, forme donnée à la cavité pour faciliter l'insertion du matériau, qui correspond donc à une extension de l'ouverture.
- L'éviction de la dentine cariée, afin d'éliminer tout le tissu atteint sur l'ensemble des parois de la cavité.
- La finition des parois d'émail, afin de ne pas laisser d'émail non soutenu.
- La toilette de la cavité, pour éliminer tous les débris avant de réaliser l'obturation.

Les principes concernant le curetage de la lésion carieuse et la toilette de la cavité sont toujours d'actualité. Ils se sont évidemment affinés avec le temps, les connaissances en bactériologie, le développement de molécules antiseptiques, la notion de dentine infectée et de dentine affectée, l'apparition de diverses techniques d'éviction (rotative, sono-abrasive, chimique, enzymatique, etc.), l'utilisation de colorants ayant fait évoluer les procédures depuis la description initiale de Black. Les autres principes reposent sur des impératifs mécaniques imposés par l'utilisation de l'or et de l'amalgame, qui, n'ayant pas de propriétés d'adhésion aux tissus dentaires, nécessitent une forme de cavité spécifique : là encore, si dans ce cadre, les principes de Black restent actuels, certaines modifications ont été proposées, on décrit depuis quelques années maintenant des cavités à amalgame dites modernes qui ne tiennent pas compte du principe d'extension prophylactique.

2.2.2. La classification de Mount et Hume

Depuis le début des années 70, on a pu constater que la prévalence de la carie ne cessait de diminuer dans les pays développés (Obry-Musset, 1999 ; Bourgeois, 2000), permettant ainsi de pouvoir penser à un modèle moins invasif que celui préconisé par Black. La naissance de la dentisterie adhésive et la connaissance de l'action des ions fluorures ainsi que des capacités de reminéralisation des tissus dentaires (Newburn, 1989), ont été à l'origine de l'émergence d'un nouveau «courant» en dentisterie, où le maître-mot devient préservation des structures dentaires (Knight, 1984). C'est le début du modèle médical préventif, reposant sur la prophylaxie individualisée (Blique, 1999) et sur la dentisterie adhésive et ses principes. Ce modèle permet d'avoir une vision globale de la situation dans lequel sera évalué en priorité le risque carieux individuel (RCI) afin de stopper la maladie en jouant sur les différents facteurs de défense du patient (Edelstein, 1994 ; Elderton, 1994 ; Axelsson, 1998 ; Bourgeois et Chedid, 2004). On se base alors sur la réversion et la prévention des séquelles (Goldberg et coll., 1999) en faveur d'une reminéralisation des lésions. Cela vise à retarder le placement et remplacement des restaurations autant que possible, sachant pertinemment toutefois qu'aucun matériau n'est idéal et ne saurait remplacer la dent naturelle (Mount et Hume, 1998).

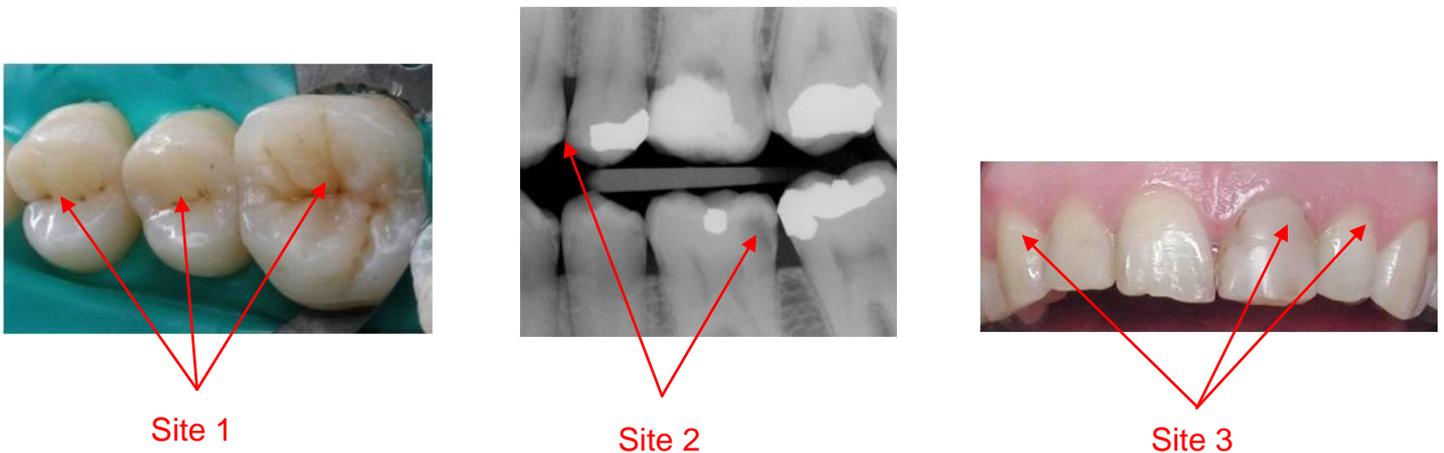
Une nouvelle classification est donc proposée par Graham J. Mount et W. Rory Hume (1997 et 1998) qui distingue alors trois sites carieux et quatre stades d'altération tissulaire. Cette démarche thérapeutique a pour but de rationaliser les choix des traitements conservateurs en fonction de la nature et des signes de la maladie : on recherche alors autant que possible à traiter le patient tout en économisant les tissus dentaires sains (Lasfargues et coll., 2000).

2.2.3. La classification SiSta

En 2000, Lasfargues et coll. reprennent la classification de Mount et Hume et en propose une amélioration. Ils ajoutent aux quatre stades de cavitation déjà existants, un stade 0, dans lequel une réversion de la lésion sans cavitation est possible. On parle alors de la classification SiSta avec ses trois Sites de cario-susceptibilité (figure 4) et ses cinq Stades évolutifs de la lésion (figure 5).

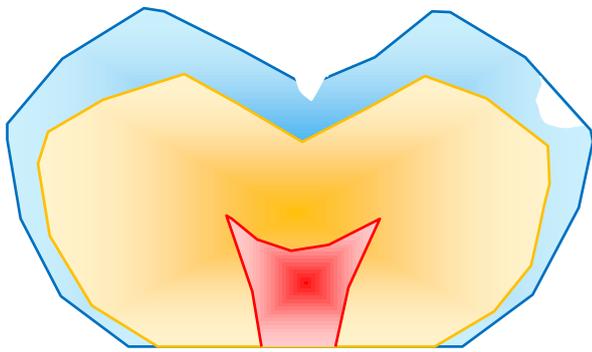
- Site 1 : les lésions initiées au niveau des puits, fissures et autres défauts de l'émail des faces occlusales des dents postérieures ou autres surfaces lisses telles que les puits cingulaires des dents antérieures.
- Site 2 : les lésions initiées au niveau des aires de contact entre les dents adjacentes antérieures et postérieures.

- Site 3 : les lésions du tiers cervical de la couronne ou toute lésion au voisinage du rebord gingival sur toute la circonférence de la dent.

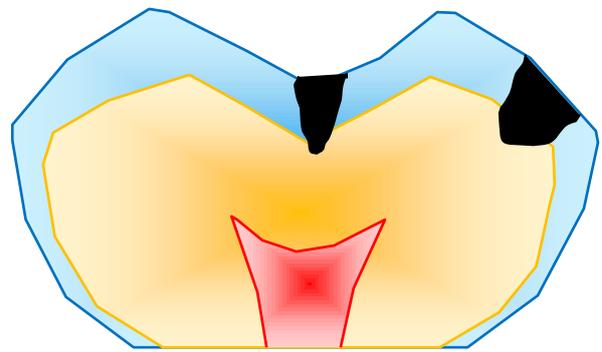


*Figure 4 : représentation des différents sites de la classification SiSta
(photos : E. Mortier)*

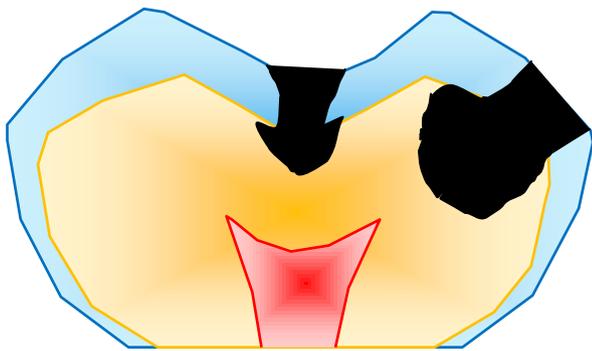
- Stade 0 : concerne les lésions dont la taille va de la lésion initiale à la jonction amélo-dentinaire (lésions alors reminéralisables). Le traitement précoce non-invasif des lésions initiales doit alors devenir le standard thérapeutique de première intention (Anusavice, 1997).
- Stade 1 : concerne les lésions du premier tiers dentinaire, c'est-à-dire les micro-cavitations.
- Stade 2 : concerne les lésions modérées du tiers dentinaire moyen avec cavitation.
- Stade 3 : concerne les lésions profondes du tiers dentinaire interne avec cavitation franche.
- Stade 4 : concerne les lésions extensives avec atteinte des zones parapulpaires, effondrement de la crête marginale et destruction partielle de plusieurs cuspidés.



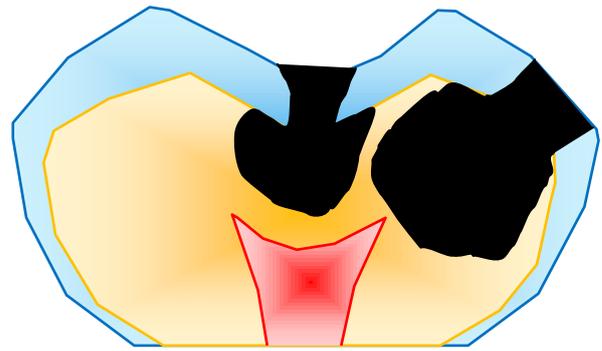
Stade 0



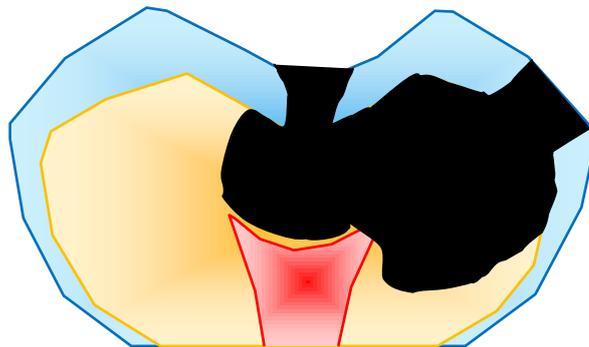
Stade 1



Stade 2



Stade 3



Stade 4

Figure 5 : représentation schématique des cinq stades d'altération tissulaire de la classification SiSta

guide de décision thérapeutique du concept SiSta		
stade	diagnostic	indication thérapeutique
0	lésion initiale strictement amélaire sans cavitation	thérapeutique non invasive de reminéralisation
1	lésion avec micro-cavitations de surface dans le 1/3 externe de la dentine	préparation cavitaire conservatrice +++ obturation adhésive injectée et traitement prophylactique des zones adjacentes à la restauration
2	lésion cavitaire de taille modérée jusqu'au 1/3 médian dentinaire sans affaiblissement cuspidien	préparation cavitaire conservatrice ménageant les structures affectées en vue d'une restauration collée directe
3	lésion cavitaire étendue jusqu'au 1/3 dentinaire profond avec affaiblissement cuspidien	préparation cavitaire en vue d'une restauration collée directe ou indirecte préservant et renforçant les structures dentaires résiduelles affaiblies
4	lésion atteignant les zones para-pulpaire et destruction d'une partie des cuspidés	préparation cavitaire en vue d'une restauration indirecte protégeant par recouvrement les structures dentaires résiduelles

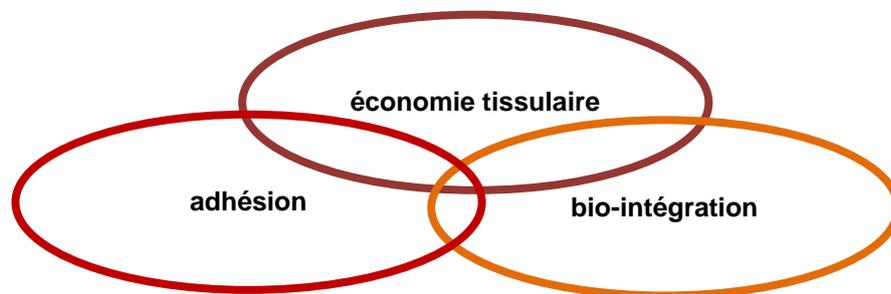
Tableau 1 : guide de décision thérapeutique du concept SiSta (d'après Lasfargues et coll., 2000)

L'approche moderne de la dentisterie conservatrice peut se résumer en quatre phases.

- La phase de diagnostic : elle doit être précoce et précise et mettre en place divers procédés, notamment visuels, tactiles (en se méfiant toutefois du sondage excessif bien moins efficace que le diagnostic visuel et éventuellement iatrogène par destruction des cristaux d'hydroxyapatite) et radiographiques. On y évaluera la situation clinique notamment en fonction de critères généraux (hygiène du patient, profil psychologique, cario-susceptibilité) et de critères locaux (morphologie de la dent, altération).
- La phase prophylactique : afin de combattre la maladie avant d'envisager les restaurations. Cette phase consiste à prévenir l'apparition de nouvelles lésions, reminéraliser les lésions sans cavitation et stabiliser celles avec cavitation. C'est la plus difficile à conduire mais la plus décisive. Elle suppose à terme d'amener le patient à modifier ses habitudes à la fois en matière d'hygiène bucco-dentaire mais également d'hygiène alimentaire (Roulet et Zimmer, 1999).

- La phase restauratrice : pour corriger les séquelles irréversibles de la maladie carieuse. Le choix des matériaux et techniques devra être réfléchi et adapté à chaque situation clinique.
- La phase de soutien : il s'agit d'une phase de maintenance pendant laquelle le patient sera contrôlé régulièrement et soutenu dans ses efforts pour garder une bonne santé orale. La fréquence des visites sera adaptée aux risques propres à chaque patient et pourra être modifiée à tout moment selon la situation (Miller et Guez, 1999).

Les grands principes de cette nouvelle classification sont au nombre de trois (Lasfargues et coll., 2001).



- Le principe d'économie tissulaire : on cherche à obtenir une préservation maximale des structures saines puisque c'est le substrat même des techniques d'adhésion et que la préservation des tissus résiduels est la meilleure garantie de longévité de la dent restaurée et de la restauration en elle-même.
- Le principe d'adhésion : l'évolution des systèmes adhésifs permet un renforcement mécanique augmentant la résistance de l'ensemble dent-restauration. On peut également obtenir en théorie des résultats d'ordre biologique grâce à l'étanchéité qui permettrait ainsi d'assurer une protection du complexe dentino-pulpaire. Cette notion reste néanmoins discutable, le principe même de polymérisation des systèmes adhésifs et des résines composites engendrant par essence contractions et contraintes de prise et donc apparition potentielle d'un hiatus à l'interface tissus dentaires/matériau, rend l'obtention d'une étanchéité parfaite très difficile. Seules les études de suivi clinique sont aptes à juger de l'aptitude d'un matériau à remplir le cahier des charges de la bio-intégration.
- Le principe de bio-intégration : il signe le succès du traitement restaurateur, puisqu'il englobe biocompatibilité, fonctionnalité, esthétique et prévention des récidives.

3. Nature des composites

Comme évoqué précédemment, c'est le développement des systèmes d'adhésion et des résines composites, qui a permis cette nouvelle approche de la dentisterie qui privilégie la prévention et l'économie tissulaire. La connaissance théorique de ces matériaux s'avère un préalable indispensable à leur utilisation clinique.

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

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.

En odontologie, un composite est un biomatériau constitué d'une matrice organique résineuse et de charges minérales dont la cohésion est assurée par un agent de couplage, le silane (figure 6).

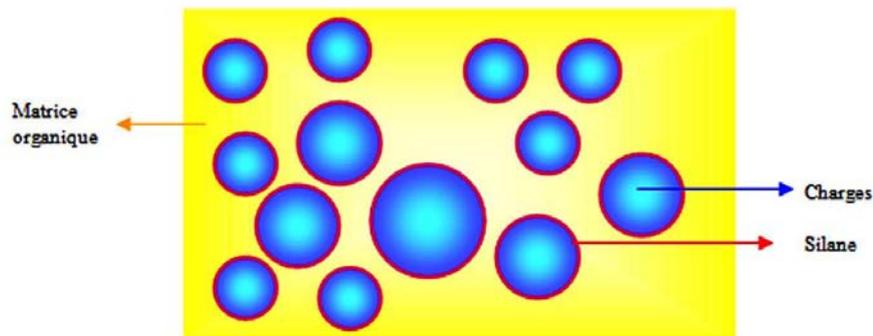


Figure 6 : représentation schématique d'une résine composite
(source : Raskin, 2000 ; raskin-umvf.univ-nantes.fr)

3.1. Généralités et principales évolutions structurales et chimiques

Depuis une cinquantaine d'années que les résines composites existent, cette classe de biomatériau n'a cessé d'évoluer. Les principales évolutions structurales et chimiques portent sur de multiples points.

- Au niveau matriciel :
 - une volonté de diminution du retrait de polymérisation,
 - l'apparition de viscosités variables,
 - l'amélioration des propriétés optiques.
- Au niveau des charges :
 - la possibilité d'augmentation du pourcentage de charges minérales,

- une diminution globale de leurs dimensions moyennes,
- le choix de charges minérales moins dures.
- Au niveau de l'agent de couplage :
 - son optimisation pour diminuer les processus du vieillissement.

La viscosité de ces matériaux a également été diversifiée puisqu'on a pu voir apparaître les composites fluides en 1996 puis les composites compactables en 1997 alors qu'ils étaient initialement proposés uniquement en viscosité «moyenne».

Afin de mieux comprendre ces évolutions, nous allons nous attarder ici sur la nature des composites, leurs différents composants ainsi que leurs rôles.

3.2. Matrice organique (phase dispersante)

La matrice organique est encore appelée phase organique, phase dispersante ou phase continue. Elle constitue 24 à 50% du volume du composite. Elle comprend la résine matricielle, les diluants (ou contrôleurs de viscosité), les inhibiteurs de prise, les agents de polymérisation et les pigments. Avant polymérisation, c'est elle qui assure au matériau sa consistance plastique autorisant son utilisation clinique. Après polymérisation, cette phase assurera la cohésion des différents constituants entre eux.

3.2.1. Rôle de la matrice organique

La phase organique joue le rôle de liant entre les charges, elle donne une viscosité plus ou moins élevée au composite non polymérisé et lui confère sa couleur du fait de la présence de pigments. Toutefois, seule, elle présente une faible résistance mécanique, un coefficient de dilatation thermique et un retrait de polymérisation élevés, une capacité d'absorption hydrique ainsi qu'une solubilité importante. Ces différentes notions seront détaillées dans le chapitre 5 sur les propriétés des composites.

Le pourcentage volumique et la nature chimique de cette phase influencent donc :

- le coefficient de dilatation thermique,
- le retrait de polymérisation,
- l'absorption hydrique,
- la solubilité.

3.2.2. La résine matricielle

Il s'agit du composant chimiquement actif du composite.

Ce sont tous des «R-diméthacrylates», rendant ainsi toutes les résines composites compatibles entre elles et avec les adhésifs (à l'exception d'un seul matériau disponible sur le marché, le Filtek Silorane® de chez 3M ESPE, fruit de l'utilisation de la technologie des siloranes et des oxyranes).

Les résines matricielles sont composées de différents monomères qui vont engendrer une macro-molécule rigide et complexe à la suite de la réaction de polymérisation. Les monomères couramment employés sont le Bis-GMA, certains de ses dérivés comme le Bis-EMA ou le Bis-PMA et des monomères de polyuréthanes.

- Le Bis-GMA (figure 7)



Figure 7 : représentation schématique de la molécule de Bis-GMA

Le Bis-GMA et ses dérivés constituent la base de la plupart des composites. Cette matrice résineuse constituée de monomères de Bis-GMA a été créée au début des années 60 par Bowen.

Le Bis-GMA est l'abréviation de bisphénol A glycidyl méthacrylate, encore appelé 2,2-bis-(4-(2-hydroxy-3-méthacryloxypropoxy)phényl)propane).

La molécule de Bis-GMA se décompose de la façon suivante :

- deux cycles aromatiques qui rigidifient la molécule,
- un cycle phénol qui diminue la rétraction de prise mais accroît la viscosité,
- deux radicaux hydroxyles offrant la possibilité d'obtenir des liaisons hydrogènes ce qui entraîne une viscosité importante de la matrice non polymérisée,
- deux groupements méthacrylates fonctionnels permettant le développement de la structure polymère,

- deux liaisons esters (à l'origine d'une potentielle hydrolyse).

- Les polyuréthanes (figure 8)

La plupart des matrices uréthanes employées sont des diméthacrylates d'uréthane (UDMA). Elles ont été mises au point en 1974.

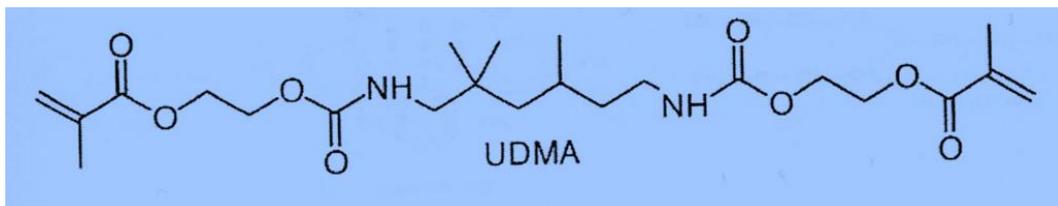


Figure 8 : représentation schématique de la molécule d'UDMA

On peut retrouver des phases organiques composées par ces deux constituants (Bis-GMA et UDMA) ou n'en comportant que l'un ou l'autre.

- Les dérivés du Bis-GMA

Plus récemment, certains fabricants ont mis au point des dérivés du Bis-GMA tels que :

- le Bis-EMA (2,2-bis-(4-(2-méthacryloxyéthoxy)phényl)propane),
- le Bis-MA (2,2-bis-(4-(méthacryloxy)phényl)propane),
- le Bis-PMA (2,2-bis-(4-(3-méthacryloxypropoxy)phényl)propane).

L'objectif de ces modifications est, du fait de la substitution de certaines liaisons chimiques, de renforcer le caractère hydrophobe du matériau, donc de diminuer l'absorption d'eau et la sensibilité à l'humidité (Peutzfeldt, 1997 ; Mortier et coll., 2005).

3.2.3. Les contrôleurs de viscosité ou diluants

Les monomères de Bis-GMA et, dans une moindre mesure, d'UDMA sont des liquides très visqueux du fait de leur poids moléculaire très élevé. L'addition de charges à ces monomères donne naissance à un matériau de viscosité trop élevée pour autoriser son utilisation clinique. Dès lors, l'adjonction de contrôleurs de viscosité (également appelés diluants) s'avère indispensable. Ces diluants sont des monomères de faible poids moléculaire : l'EGDMA (éthylène glycol di-méthacrylate), le DEGDMA (di-éthylène glycol di-méthacrylate) et le TEGDMA (tri-éthylène glycol di-méthacrylate) (figure 9) sont employés à cet effet : le TEGDMA étant la molécule la plus communément utilisée. L'inclusion de monomères comme le TEGDMA, si elle est rendue nécessaire par des impératifs de manipulation clinique n'est pas sans conséquence en termes de répercussions sur les propriétés physiques, chimiques et mécaniques du matériau. Le TEGDMA, petit monomère extrêmement mobile, engendrant des réseaux polymères très denses, va être à l'origine d'une augmentation du taux de conversion de monomères en polymères majorant ainsi la rétraction de prise du matériau. Par ailleurs, on sait des réseaux polymères denses, qu'ils sont aussi plus hétérogènes et qu'ils ont, dès lors, une plus grande aptitude à loger l'eau du fait de l'existence de micro-porosités existant entre les grappes de polymères (Mortier, 2009) : une présence importante de TEGDMA aboutira donc à une majoration de la capacité d'absorption du matériau nuisant à ses qualités mécaniques par effet plastifiant. La plus petite taille du monomère de TEGDMA le rend également plus aisément extractible du réseau polymère, un matériau riche en TEGDMA voit donc sa potentielle solubilité augmenter. Cette donnée influence la capacité du matériau à tenir son rôle du point de vue de la biocompatibilité et de la biofonctionnalité (Geurtsen, 1998 ; Ortengren et coll., 2001).

La prise en compte de la présence de ces abaisseurs de viscosité et la connaissance des propriétés de ces monomères de petite taille sont donc d'une importance fondamentale pour la compréhension du comportement du matériau dans sa globalité.

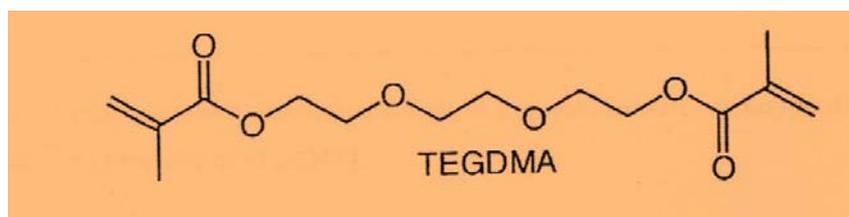


Figure 9 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA

3.2.4. Les inhibiteurs de prise

En l'absence d'oxygène atmosphérique et d'inhibiteurs de prise, les monomères diméthacryliques peuvent polymériser spontanément dans certaines conditions de stockage sous l'action de la chaleur ou de la lumière. Un moyen de conservation des résines composites sans polymérisation spontanée est nécessaire : c'est la raison de l'adjonction d'inhibiteurs de prise. Les inhibiteurs les plus fréquemment utilisés sont le butylhydroxytoluène (BHT) et l'hydroquinone monométhylque d'éther (MEHQ). Ces molécules réagissent avec les radicaux libres, inopinément spontanément apparus pendant leur stockage, entravant ainsi leur capacité à déclencher la réaction de polymérisation.

Un autre inhibiteur connu de la polymérisation est l'oxygène de l'air ambiant. Cette propriété inhibitrice de l'oxygène est extrêmement intéressante puisqu'elle permet l'apposition incrémentielle de la résine composite. En effet, l'oxygène réagit avec les radicaux libres issus du photo-initiateur générant une couche superficielle d'oligomères à la surface des polymères bénéficiant de doubles liaisons disponibles pour continuer la polymérisation à l'apposition suivante.

3.2.5. Les agents de polymérisation

Les différents monomères de la matrice résineuse en phase plastique vont pouvoir s'associer au cours d'un processus complexe pour former des molécules de très haut poids moléculaire appelés polymères. Cette polymérisation des résines composites est une polymérisation en chaîne de type radicalaire qui se fait en trois phases dont la première est appelée amorçage ou initiation. Les résines composites de restauration utilisées actuellement sont des résines photopolymérisables, la chémozopolymérisation ou la polymérisation duale étant des modes servant aux résines de collage. Les photons d'une lumière d'une longueur d'onde d'environ 450nm (bleu) vont être absorbés par un photo-sensibilisateur ; c'est un di-cétone, la camphoroquinone, qui est le plus souvent utilisé. Ce photo-sensibilisateur, une fois activé par la lumière de la lampe à photopolymériser, va réagir avec un photo-amorceur, c'est le DMAEMA (2-(diméthylamino)éthyl méthacrylate) qui est le plus fréquemment employé. Un atome d'hydrogène du photo-amorceur est transféré jusqu'à l'oxygène du photo-sensibilisateur : la molécule de méthacrylate présente alors un radical libre pouvant déclencher la réaction de polymérisation.

3.3. Charges (phase dispersée)

Des charges, constituant la phase inorganique sont ajoutées à la matrice organique, précédemment décrite. Fondamentales, ce sont elles qui assurent les qualités mécaniques et optiques du matériau.

3.3.1. Rôle des charges

Les charges sont liées physiquement et chimiquement à la matrice, elles ont différents rôles et objectifs.

Elles augmentent :

- la résistance à la compression,
- la résistance à la traction,
- la résistance à la flexion,
- la résistance à l'usure (par le choix de particules de très faibles dimensions et plus nombreuses),
- la radio-opacité.

Elles diminuent (de façon indirecte en diminuant pour un volume donné de résine composite la part de phase matricielle) :

- le retrait de polymérisation,
- le coefficient de dilatation thermique,
- l'absorption hydrique,
- la solubilité hydrique.

3.3.2. Nature des charges

Il existe trois types de charges : les charges organiques, les charges minérales et les charges organo-minérales.

3.3.2.1. Les charges minérales

Les charges minérales sont les charges les plus fréquemment rencontrées. Elles sont formées de dioxyde de silice pyrogénique (SiO_2) et de verres de métaux lourds. La silice se présente sous différentes formes : il existe plusieurs formes cristallines et une forme non cristalline.

Parmi les formes cristallines, on compte la cristobalite, la tridymite et surtout le quartz. Ces formes présentent l'inconvénient d'être dures mais elles sont résistantes. Le quartz est le plus utilisé car il présente l'avantage d'être très stable chimiquement et possède un indice de réfraction élevé. Cependant, il n'est pas radio-opaque et a un haut coefficient d'expansion thermique. De plus, sa structure cristalline et donc anguleuse le rend abrasif et peu apte au polissage.

La forme non cristalline est le verre de silicate. Il peut s'agir de silicate de verre de baryum ou de strontium, de verre de dioxyde de zirconium ou bien d'yttrium ou d'ytterbium trifluorés. Les métaux lourds (baryum et strontium) confèrent au matériau une plus grande opacité.

3.3.2.2. Les charges organiques et organo-minérales

Les fabricants en souhaitant augmenter le pourcentage de charges incluses dans la matrice ont diminué la taille des particules. Ce faisant, pour un même volume de charges, la diminution de leur diamètre augmente la surface développée en contact avec la matrice engendrant ainsi une augmentation de la viscosité, problématique pour l'utilisation clinique du matériau. Pour compenser cet inconvénient, ces microcharges sont enrobées de résine matricielle que l'on va polymériser. Cette « grappe » (*cluster*) organo-minérale va être secondairement introduite dans la phase matricielle. Cette technologie est employée dans les composites micro-chargés et micro-chargés renforcés, on la retrouve également dans certains composites hybrides.

On peut trouver des charges « organiques » à base de céramique organiquement modifiée. On les appelle les OrMoCers. Ce sont des macromonomères composés d'un noyau en silice inorganique greffé de groupements multifonctionnels de méthacrylate (figure 10). Ici, l'élément minéral joue le rôle de charpente recevant des unités monomériques.

On peut également trouver des charges organo-organiques (triméthylpropane triméthacrylate) comme dans le Metafil CX® (SunMedical).

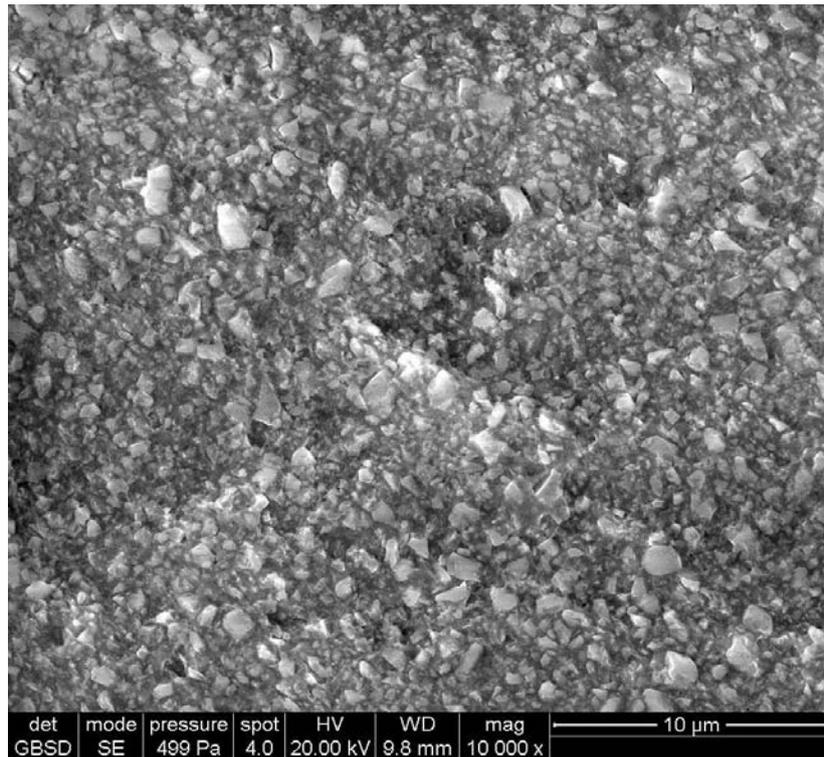


Figure 10 : échantillon de résine micro-hybride ormocer (Admira®, Voco) simplement extrudé de la seringue et photopolymérisé, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X10000)
(source : Mortier et coll., 2011)

3.3.3. Dimension des charges

Idéalement, les fabricants cherchent à obtenir un taux maximal de charges sans que ces dernières ne viennent à se toucher. Le taux d'occupation en charges augmente si l'on diminue la taille de certaines charges (en gardant une même forme et une même nature chimique). A volume équivalent, en augmentant le taux de charges, on diminue le pourcentage de matrice ce qui améliore les propriétés du composite.

La taille des particules peut varier de quelques nanomètres à 100μm, on distingue ainsi :

- des macro-charges, grosses particules de verre ou de quartz,
- des micro-charges d'environ 0,04μm (silice, SiO₂),
- des particules de taille intermédiaire obtenues par fragmentation des macro-charges,
- des nanocharges de 2 à 70nm, regroupées en *nanoclusters*.

3.3.4. Morphologie des charges

La forme des charges varie selon leur mode de fabrication. La forme la plus couramment usitée est anguleuse avec une surface rugueuse.

Les formes peuvent varier selon le type de composite (figure 11). Pour les composites micro-hybrides, elles peuvent être anguleuses, arrondies ou sphériques. Pour les composites micro-chargés hétérogènes, elles peuvent être broyées, sphéroïdes, frittées ou agglomérées. Les composites hybrides présentent, quant à eux, essentiellement des charges irrégulières.

Avec les années, les fabricants ont pu obtenir des charges de plus en plus sphériques ou arrondies avec un faible diamètre, notamment grâce à l'amélioration des techniques de broyage. Cela a permis d'augmenter le pourcentage de charges en volume (Bayne et coll., 1994 ; Suzuki et coll., 1995) mais également de réduire les contraintes internes par rapport aux particules irrégulières au cours de la polymérisation (Clarke, 1997).

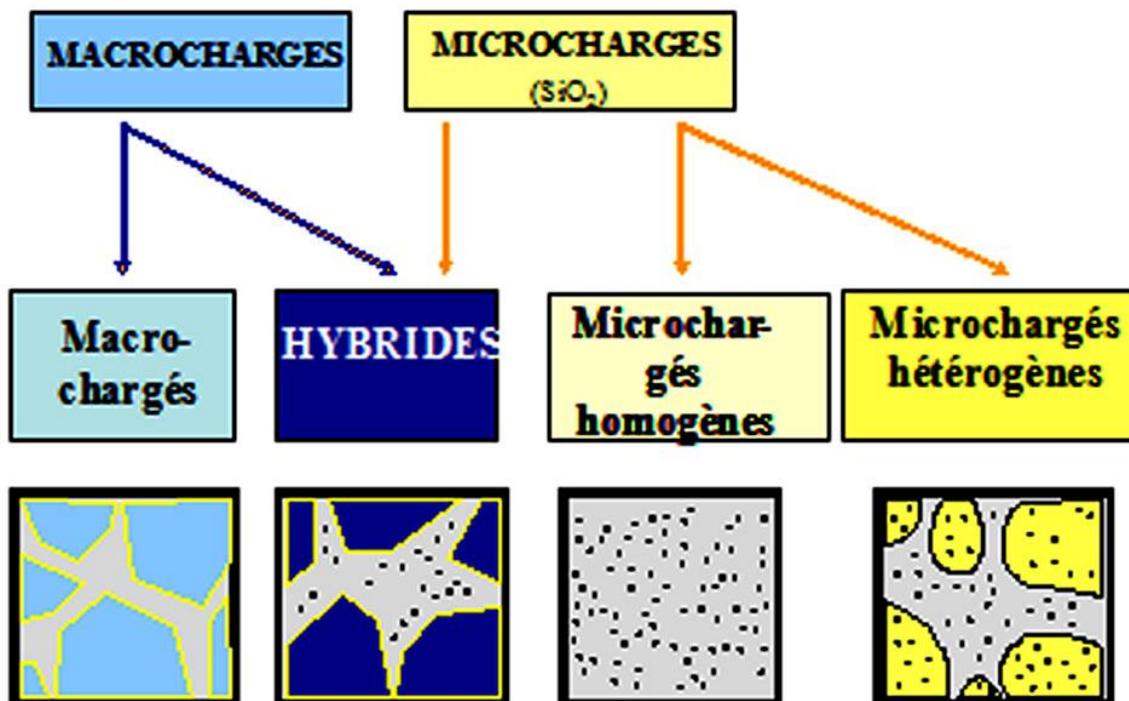


Figure 11 : classification des résines composites en fonction de la taille des particules de charges
(source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)

3.3.5. Pourcentage de charges

Le pourcentage de charges varie selon les différents composites employés. Il peut s'exprimer en poids ou en volume. Ces valeurs seront répertoriées dans le tableau concernant les propriétés des résines composites (chapitre 6, tableau 2).

Certes la nature des monomères et le type de charges ont un rôle important mais c'est surtout le rapport entre le volume de charges et le volume matriciel qui confère au composite ses caractéristiques. L'obtention de résines composites fluides, en termes de fabrication, par opposition à une résine composite de viscosité moyenne, peut s'obtenir en diminuant le taux de charges, en augmentant le pourcentage d'abaisseurs de viscosité ou en combinant ces deux procédés. Dès lors qu'une résine composite fluide présente un taux de charges inférieur à ses homologues de viscosité moyenne, on peut supposer que son champ d'utilisation est plus restreint, puisqu'il faudra prendre en considération les plus faibles valeurs de leurs propriétés mécaniques causées par cette diminution du taux de charges.

3.4. Agent de couplage (silane)

Le silane assure la cohésion et la continuité entre les phases minérales et organiques. C'est une molécule bi-fonctionnelle qui possède un pôle organophile et un pôle minéralophile (figure 12). Les silanes les plus largement utilisés sont les organo-silanes tels que le mercaptopropyl-triméthoxysilane ou le triméthoxy-vinylsilane. Les charges subissent un traitement industriel de silanisation qu'on appelle l'ensimage. Le pôle minéralophile du silane peut développer trois liaisons avec les charges (Si-O-Si), le groupe méthacrylique organophile à l'autre extrémité de la molécule de silane peut former une liaison covalente avec la résine du composite au cours de la polymérisation assurant ainsi la liaison entre les phases organiques et minérales.

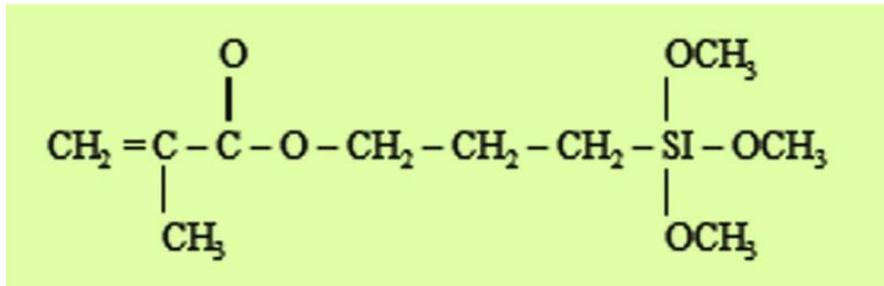
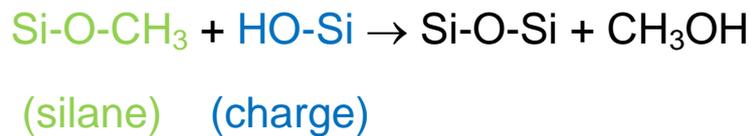


Figure 12 : représentation schématique de la molécule de silane (ici une molécule de γ -(méthacryloxy)propyltriméthoxysilane)

La liaison entre silane et charge se fait ainsi :



Résine – C-C- Silane - Si-O-Si - Charge

En l'absence de silane, les charges se comporteraient comme des défauts ou des concentrateurs de contraintes entraînant l'absence de transfert de contraintes entre la matrice et les charges. La silanisation augmente les propriétés mécaniques du composite et permet de réduire la perte de particules due à la pénétration d'eau entre résine et charge. La qualité de l'agent de couplage joue donc un rôle important puisque la perte éventuelle de charges diminue les qualités mécaniques du matériau et modifie son comportement en milieu hydrique.

4. Les différents classifications des composites

4.1. En fonction de la dimension et de la nature des charges

4.1.1. Pourquoi est-elle la plus usitée?

Différentes classifications des résines composites ont été proposées. On retrouve la classification selon le mode de polymérisation, selon la viscosité ou encore selon l'utilisation clinique (Lutz et Phillips, 1983 ; Willems et coll., 1992) (figure 13). Nous aborderons brièvement ces classifications dans les paragraphes suivants. La classification la plus couramment utilisée est celle se fondant sur la dimension et la nature des charges. En effet, même si aucune classification n'est universelle, cette dernière semble être la plus cohérente, dans la mesure où la dimension des charges détermine de nombreuses propriétés du matériau.

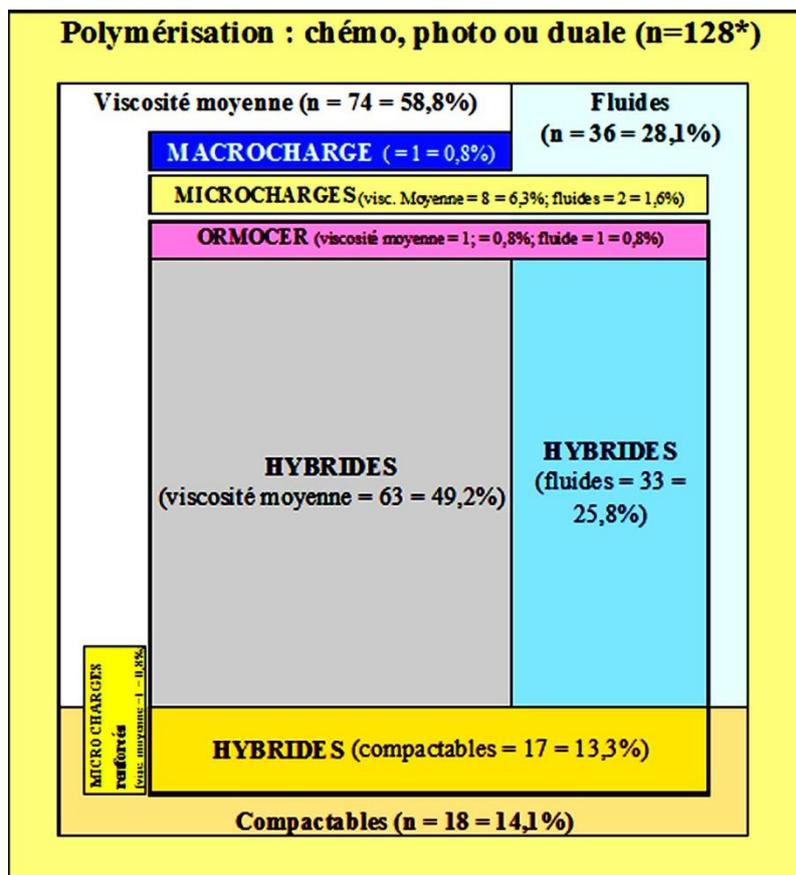


Figure 13 : représentation schématique, en fonction du nombre de matériaux commercialisés, des différentes familles de composites en 2005 (source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)

4.1.2. Composites macrochargés

Les composites macrochargés ont été les premiers sur le marché et datent des années 60. Ces composites se présentaient sous la forme de deux pâtes à mélanger pour obtenir une chimopolymérisation. Il s'agissait d'une association de macroparticules (quartz, céramique, verre) obtenues par concassage et de monomères de Bis-GMA et de TEGDMA. La taille des macrocharges variait de 1 à 40 μ m. Le souci majeur de ces composites macrochargés était leur inaptitude au polissage car les charges s'arrachaient du composite. Ils avaient pour inconvénient une usure rapide, une rugosité importante et de ce fait, étaient relativement agressifs pour les dents antagonistes. Il n'en existe actuellement plus qu'un disponible sur le marché des matériaux dentaires : le Concise® (3M ESPE).

4.1.3. Composites microchargés et microchargés renforcés

Ainsi, dans les années 70, afin de palier les déficits concernant l'état de surface et l'esthétique des macrochargés, on a pu voir apparaître sur le marché des composites microchargés, qui, comme leur nom l'indique, étaient composés de microcharges de silice de 0,04 μ m en moyenne. Toutefois, l'incorporation de ces microcharges n'est pas sans poser problème : comme nous l'avons évoqué dans le paragraphe 3.3.2.2., l'augmentation nette de la viscosité consécutive à cette diminution du diamètre des charges rend impossible la manipulation clinique du matériau. C'est pour cela qu'il n'existe aucun composite microchargé homogène, il s'agit de microcharges associées en complexes. Ces procédures de fabrication ont pour objectif d'augmenter le pourcentage de charges minérales, afin d'améliorer les propriétés mécaniques du matériau, tout en conservant de bonnes conditions de manipulation clinique. Des microcharges sont incorporées dans la matrice jusqu'à des valeurs de 70% en poids. Le mélange résine/microcharges est polymérisé en étant porté à haute température. On parle alors de prépolymère ou charge organique. Il est ensuite réfrigéré et réduit en copeaux d'une taille moyenne de 30 à 65 μ m. Cette charge «organique» est incorporée à la résine avec d'autres microcharges de silice (SiO₂). Ces composites microchargés existent en viscosité moyenne et fluide. Il existe également des composites microchargés dits renforcés, dont le taux de charges est augmenté en comparaison aux microchargés conventionnels.

4.1.4. Composites hybrides, micro-hybrides et micro-hybrides nanochargés

Dans les années 80, on a vu apparaître des composites hybrides. Ils représentent actuellement la plus grande famille de composites. Ce qui caractérise le composite hybride est le mélange de charges de taille différente et de composition différente : on trouvera des associations de micro-charges (0,04 μ m) de silice à des macro- (10 à 100 μ m), midi- (1 à 10 μ m), mini- (0,1 à 1 μ m) et microcharges (0,01 à 0,1 μ m) de verre, de nature, de forme et de taille variables. Les macro-charges employées ici sont en moyenne plus petites que celles des composites macrochargés historiques ; elles sont plus arrondies, sont d'une granulométrie précise et sont radio-opaques. Les micro-charges renforcent la matrice par une diminution de la propagation des fissures ainsi qu'une augmentation de la résistance aux contraintes mécaniques. C'est leur association qui permet d'obtenir des taux de charges allant jusque 80% en poids, autorisant ainsi une amélioration des propriétés mécaniques et physiques des matériaux.

Au vu de l'importance et de la diversité de cette famille, on la subdivise de la façon suivante :

- les composites hybrides dont les charges ont une taille de 0,5 à 30 μ m,
- les composites micro-hybrides dont les charges ont une taille de 0,1 à 10 μ m (taille moyenne inférieure à 1 μ m),
- les composites micro-hybrides nanochargés dont les charges ont une taille de 2 à 70nm (taille moyenne inférieure à 0,4 μ m).

Les micro-hybrides nanochargés ont la structure des micro-hybrides à laquelle on a ajouté des nanoparticules isolées ou sous forme de *clusters*. Cette association permet d'obtenir les qualités mécaniques et physiques des composites hybrides ainsi que le potentiel esthétique et l'aptitude au polissage des composites microchargés. Grâce à la nanotechnologie, qui a permis la fabrication de charges de dimension inférieure aux longueurs d'ondes visibles, on a pu améliorer l'esthétique, le rendu de surface (stabilité du brillant de surface après polissage) et la résistance à l'usure du matériau (augmentation de la résistance à la propagation des fissures). Cela nous a encore donné la possibilité d'augmenter le pourcentage de charges sans accroître la viscosité (toujours dans ce même but de conserver des conditions de manipulation aisées), en diminuant la rétraction de prise et d'une façon générale de renforcer les propriétés mécaniques et physiques du matériau.

Actuellement, la majorité des hybrides sont des micro-hybrides.

4.2. En fonction de la viscosité

Il faut savoir que tous les composites d'une même famille n'ont pas la même viscosité et que, de même, tous les composites de même viscosité n'appartiennent pas à la même famille. On peut distinguer ainsi trois classes de composites.

4.2.1. Les composites de viscosité moyenne

Pendant de nombreuses années n'étaient disponibles sur le marché que des composites de viscosité moyenne. Leur composition (pourcentage de charges et abaisseurs de viscosité) est étudiée de façon à rendre aisée la manipulation clinique du matériau.

4.2.2. Les composites fluides

En 1996 apparaissent les composites fluides. Ils ont pour but de répondre à des indications cliniques bien spécifiques telles que notamment le comblement des micro-cavités ou la mise en place d'un substitut dentinaire. Ils sont intéressants de par leur module de Young faible permettant ainsi d'avoir un joint visco-élastique résistant en théorie aux contraintes de polymérisation. Leur fluidité est augmentée par la sélection de monomères de faible poids moléculaire ainsi que par la diminution du pourcentage de charges.

Cette diminution du taux de charges présente des avantages et des inconvénients.

Au titre des avantages, on retient :

- un étalement facile,
- une bonne adaptation aux parois cavitaires.

Pour ce qui est des inconvénients, on note :

- un retrait de polymérisation plus important,
- une diminution des propriétés mécaniques.

Nous décrivons dans la partie 7. les indications cliniques particulières de ces composites.



Figure 14 : exemple de composite fluide, coffret de Grandio Flow® (Voco), 65,6% vol., 80% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA, TEGDMA et HEDMA



Figure 15 : exemple de composite fluide, coffret de Grandio So – Heavy Flow® (Voco), 83% en masse de charges minérales dans une matrice de méthacrylates



Figure 16 : exemple de composite fluide, seringue de Filtek Flow Supreme XTE® (3M ESPE), 46% vol., 65% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA, TEGDMA et résines procrlyates

Des composites ultra-fluides, plus faiblement chargés ou même non chargés selon les fabricants, sont également proposés depuis de nombreuses années pour l'indication toute spécifique du scellement des puits et fissures (figure 17).



Figure 17 : exemple de composite ultra-fluide, coffret de Grandio Seal® (Voco), 70% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA et TEGDMA

4.2.3. Les composites compactables

En 1997 ont été développés des composites compactables dont l'objectif était de pouvoir assurer au praticien une sensation de condensation à l'aide d'un fouloir se rapprochant de celle ressentie lors des restaurations à l'aide d'amalgame. Leur viscosité a été augmentée par des modifications des charges minérales (charges poreuses, fibres de verre) ainsi que par des variations dans la composition de la matrice organique en privilégiant l'utilisation de monomères de haut poids moléculaire. Ces composites sont censés se substituer à l'amalgame et doivent donc à ce titre être foulés dans la cavité d'obturation. Même si leur consistance est plus ferme que celle des composites de viscosité moyenne, ils ne sont pas compactables pour autant et leur appellation est donc inadaptée bien que largement acceptée (Albers, 2002). Cette classe de biomatériaux est en perte de vitesse car les propriétés initialement annoncées par les fabricants n'ont pas toujours été observées en clinique (Bingham, 2000).

4.3. En fonction du mode de polymérisation

Définition : la polymérisation est un mécanisme aboutissant à la formation d'un polymère de plus haut poids moléculaire, à partir de monomères ou de chaînes de polymères.

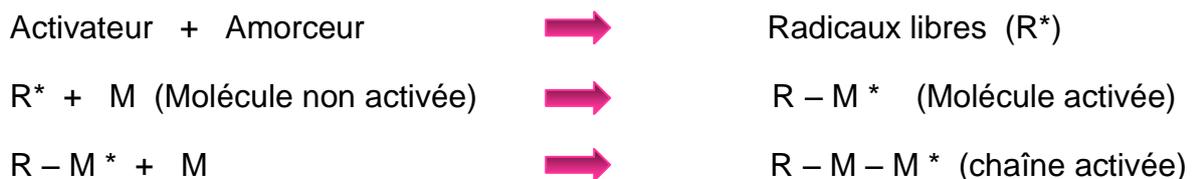
Il existe deux modes de polymérisation des composites, la chémo-polymérisation et la photopolymérisation. On peut également trouver des composites dits «duals» qui allient chémo et photopolymérisation.

4.3.1. La chémo-polymérisation

Définition : la chémo-polymérisation est une polymérisation initiée par amorçage chimique résultant de la mise en contact de deux éléments : un amorceur (le peroxyde de benzoïle) et un initiateur (un amine tertiaire) contenus dans deux composants qui seront mélangés par spatulation le plus souvent.

La phase de départ est la décomposition d'une base (amorceur ou initiateur) en radicaux libres par un catalyseur (accélérateur ou activateur).

On obtient une polymérisation selon la chronologie suivante (Stansbury, 2000) :



Cette réaction est une réaction acide-base dans laquelle l'amorceur (peroxyde de benzoïle) est acide et l'activateur (amine tertiaire : diméthyl para-toluidine) est basique.

Les composites chémo-polymérisables ne sont compatibles qu'avec certains systèmes d'adhésifs, à savoir ceux par mordantage et rinçage en 3 temps (M&R3) et les systèmes auto-mordantants en deux temps (SAM2). En effet, les systèmes SAM1 et certains M&R2 ont une acidité telle qu'ils vont consommer une partie de l'activateur qui n'est alors plus disponible empêchant la polymérisation d'être complète.

4.3.2. La photopolymérisation

Définition : la photopolymérisation est une polymérisation initiée par un ou plusieurs photo-initiateurs. Un matériau photo-polymérisable ne nécessite pas de mélange et doit bien évidemment être conservé à l'abri de la lumière.

La polymérisation est obtenue selon la chronologie suivante (Stansbury, 2000) :



Le photo-sensibilisateur le plus couramment utilisé est la camphoroquinone dont le pic d'absorption est à 466,5nm.

La photopolymérisation a beaucoup apporté au clinicien en lui offrant notamment un temps de travail quasi illimité et en lui permettant de figer la forme donnée au matériau quasi instantanément (Lehmann et coll., 2000). Le type de lampe à photopolymériser joue un rôle majeur. Il en existe un très grand nombre, halogènes ou à diodes électroluminescentes. Ces dernières au vu de leurs avantages remarquables (peu d'émission de chaleur, faible consommation, durée de vie de l'ampoule) tendent à faire disparaître les lampes à ampoule halogène. Certaines lampes disposent de différents modes de polymérisation. Selon le cas, on pourra par exemple choisir entre une polymérisation rapide, progressive (*soft start*) ou pulsée. Le bénéfice d'une photopolymérisation progressive en termes de préservation du joint interfacial dent/matériau par une diminution des contraintes de contraction est soumis à controverse dans la littérature (Peutzfeldt et coll., 2000 ; Brackett et coll., 2002 ; Dietschi et coll., 2003 ; Ferracane, 2008 ; Mortier et coll., 2009).

4.3.3. La polymérisation duale

Définition : la polymérisation duale est une polymérisation résultant du mélange de deux composants qui vont permettre une initiation chimique de la réaction et qui après la phase de mise en œuvre clinique du matériau est accélérée par irradiation photonique venant exciter le ou les photo-initiateurs.

Ce mode de polymérisation est utilisé au cours des procédures de collage de pièces prothétiques.

4.4. En fonction de l'indication clinique

En fonction de l'indication clinique, le cahier des charges requis des résines composites sera différent. Aptitude au polissage, résistance mécanique, module d'élasticité, etc., sont à prendre en considération.

4.4.1. Les composites pour restaurations coronaires

Cette classe de composites est constituée de trois sous-classes : les composites pour restaurations antérieures, les composites pour restaurations postérieures et les composites universels.

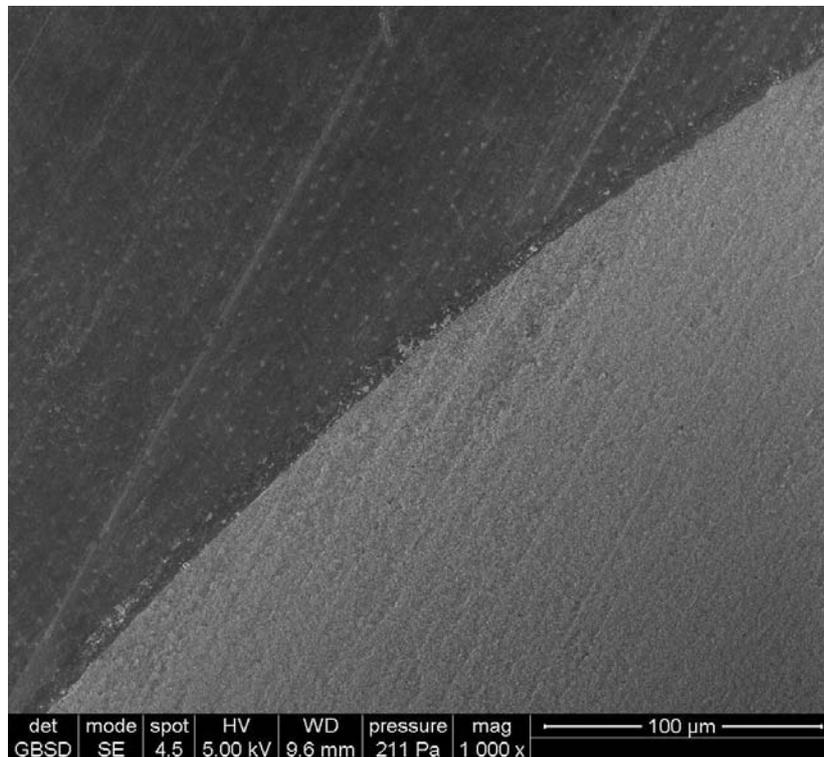
4.4.2. Les composites pour restaurations coronoradiculaires

Ce type de restauration demande de la part des composites une résistance suffisante pour supporter les forces imposées à la restauration. Le composite de collage doit être chémo-polymérisable ou dual à faible rétraction. Il est mis en place dans le canal à l'aide d'une seringue avant introduction d'un tenon préalablement conditionné. Pour le procédé de reconstitution du moignon, une grande variété de résines composites est à la disposition des praticiens. Des résines composites spécifiquement dédiées à cet usage existent sur le marché, mais l'emploi de résines composites conventionnelles de viscosité adaptée à la situation clinique permet l'obtention de résultats parfaitement satisfaisants en termes de pérennité de la reconstitution (Monticelli et coll., 2004).

5. L'adhésion aux tissus dentaires minéralisés

5.1. Principe de l'adhésion

L'adhésion est l'ensemble des phénomènes physico-chimiques et mécaniques qui contribuent à unir deux substances entre elles par leur surface. C'est l'union d'une surface à une autre avec laquelle elle est en contact intime (Driessens, 1977). L'adhésion correspond à l'attraction des molécules de surface. Ainsi, la résistance du collage dépend de l'intensité des forces présentes sur chaque site de contact. Toutefois, les solides présentant des surfaces rugueuses, ces dernières ne sont pas en contact intime, d'où la nécessité d'une couche intermédiaire appelée adhésif (figure 18).



*Figure 18 : interface dentine/matériau après réalisation d'une cavité de classe V en face vestibulaire de molaire mandibulaire, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X1000)
(source : Mortier et coll., 2011)*

C'est la théorie micro-mécanique qui est l'explication retenue concernant le mécanisme d'adhésion d'une résine composite aux tissus dentaires, théorie selon laquelle l'adhésif après durcissement s'engrène mécaniquement dans les rugosités et les irrégularités de la surface adhérente.

Afin d'obtenir une adhésion efficace et durable, le contact avec le substrat doit être intime, ce qui dépend :

- de la mouillabilité du substrat,
- de la viscosité de l'adhésif,
- de la morphologie du substrat,
- de la rugosité du substrat.

La liaison entre une résine adhésive et les tissus dentaires peut atteindre des valeurs élevées si l'adhésif mouille uniformément ces tissus dentaires (Lehmann, 2010). L'étalement d'une goutte sur une surface est fonction de l'angle de contact entre la tangente à la goutte et la surface, un angle étroit indiquant une attraction forte entre les deux phases. Pour adhérer aux tissus dentaires, ces derniers doivent avoir une énergie libre de surface supérieure à la tension superficielle du liquide de l'adhésif. Cependant, les énergies de surface de l'émail et de la dentine diffèrent beaucoup du fait de leur grande différence de structure ; la structure de la dentine étant bien plus hétérogène que celle de l'émail. En effet, la phase minérale de la dentine représente 48% de son volume total (contre 90% pour l'émail), la phase organique 29% (contre 2% pour l'émail) et la phase aqueuse 23% (contre 8% pour l'émail).

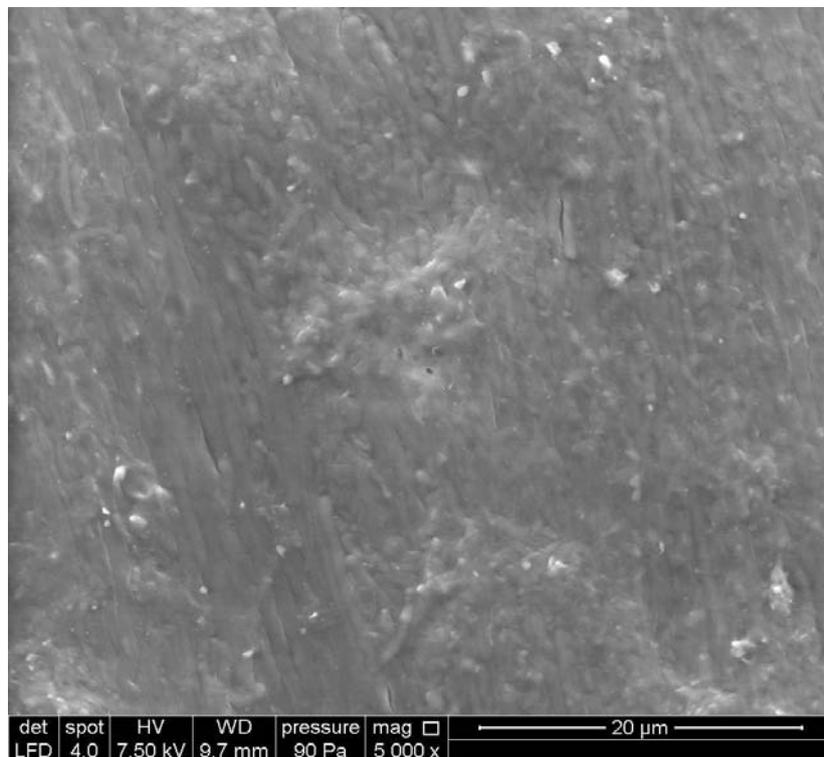
Après les travaux initiaux effectués par Buonocore dans les années 50, l'évolution des connaissances sur l'adhésion a été lente (Mac Guire et Miller, 1996). Le problème de l'adhésion à l'émail a été rapidement résolu grâce aux nombreux travaux de recherches en laboratoire. Il a toutefois fallu du temps aux cliniciens pour admettre que le mordantage de l'émail et qui plus est, de l'émail ainsi que de la dentine, à l'acide était indispensable au collage, ces derniers craignant d'endommager les tissus dentaires (Swift et coll., 1995) (Mc Lean, 2000).

La pertinence des études *in vitro* concernant l'adhésion à la dentine est moins irrévocable, les résultats étant effectivement très variables et sujets à discussion. En effet, en l'absence de standardisation des méthodes de tests, la comparaison inter-études s'avère difficile et l'extrapolation du fondamental à la clinique relativement périlleuse. La structure de base de la dentine, pourtant détaillée au cours du XX^e siècle et toujours confirmée (Mjör, 1990, 1996 et 1998) ainsi que les variations du rapport surfaces tubulaires/surfaces péri-tubulaires, clairement établies par des études histologiques (Nakabayashi, 1982 ; Oilo et Olsson, 1990), semblent avoir été un peu négligées lors de l'évaluation des systèmes adhésifs. Il est à noter également que personne, à l'exception de Pashley (Pearson et coll., 1980) n'avait porté attention à la pression du fluide interstitiel en provenance de la pulpe (Roulet et Herder, 1991 ; Perdigao, 1995) qui, pouvant contrer l'adhésion, est à prendre en considération.

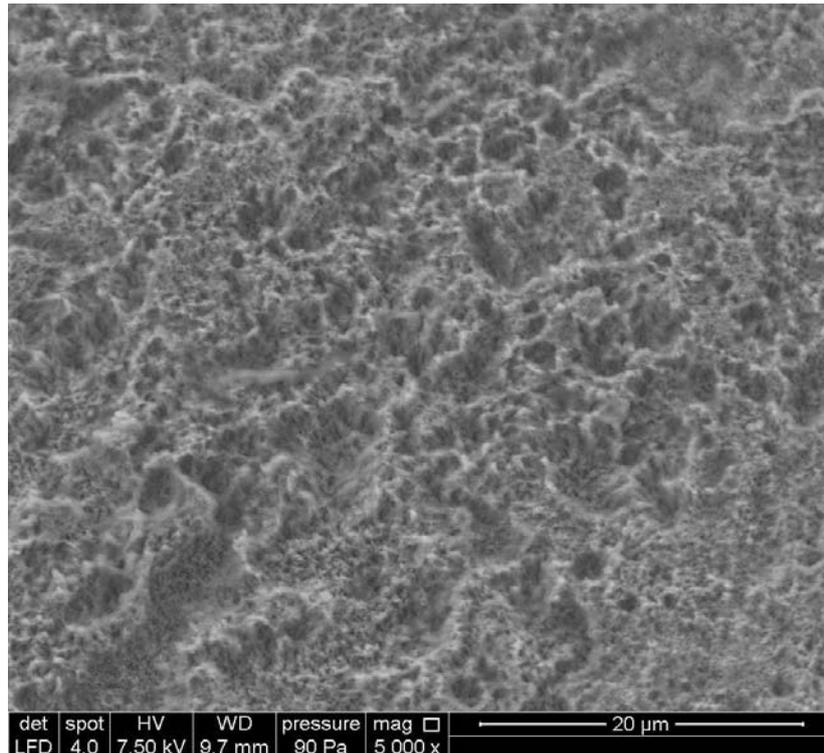
Quoi qu'il en soit, il apparaît clairement que tant du point de vue strictement théorique que du point de vue clinique, l'adhésion à la dentine constitue une difficulté.

5.2. L'adhésion à l'émail

L'émail, tissu le plus dur de l'organisme, est constitué de prismes et de substance inter-prismatique (Kodaka et coll., 1991). Une surface d'émail non traitée est relativement lisse et non rétentive (figure 19). Il faut donc traiter cette surface avant d'envisager un collage. Le principe du mécanisme de l'adhésion à l'émail est un mécanisme physico-chimique. Il se produit une adhésion mécanique par pénétration d'une résine fluide dans les anfractuosités créées par un traitement de surface adapté (figure 20) : on parle de microclavetage.



*Figure 19 : surface amélaire d'une face proximale de prémolaire sans traitement de surface préalable, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)
(photo : S. Jager et E. Mortier)*



*Figure 20 : surface amélaire de la même face proximale de prémolaire après mordantage à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% pendant 30 secondes, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)
(photo : S. Jager et E. Mortier)*

L'adhésion à l'émail est plus liée à la qualité du traitement de la surface de l'émail qu'à la nature chimique de l'adhésif utilisé. Le mordantage à l'acide ortho-phosphorique permet d'obtenir des valeurs d'adhésion excellentes en agissant sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50 μ m (en moyenne 5 à 10 μ m avec les concentrations actuelles d'H₃PO₄ utilisées) par dissolution des régions inter-prismatiques permettant ainsi une bonne exposition des prismes. On obtient alors une surface irrégulière et anfractueuse, possédant une haute énergie de surface. La résine adhésive peut alors mouiller les microporosités ainsi créées (Jendresen et Glantz, 1981). En 1955, les valeurs d'adhésion de la résine à l'émail avaient été évaluées entre 15 et 20 MPa (Gwinnett et Matsui, 1967), grâce au mordantage à l'acide ortho-phosphorique à 85% pendant 30 secondes (Buonocore, 1955). Actuellement, les gels habituellement utilisés sont en général titrés entre 30 et 40%.

Le traitement préalable de la surface se fait en deux étapes : une étape de nettoyage à l'aide d'une brosette ou par aéro-polissage (figure 21), ou bien encore par aéro-abrasion suivie d'une étape de mordantage (figure 22).



Figure 21 : aéro-polisseur AirFlow S2® (EMS) propulsant un mélange d'eau et de particules de bicarbonate de soude de 125µm autorisant le nettoyage d'une surface amélaire avant mordançage



Figure 22 : seringue de gel d'acide orthophosphorique de mordançage Vococid® (Voco) titré à 34,5%

Différents paramètres influent sur la qualité du mordançage :

- la nature de l'acide ; il peut s'agir d'acides minéraux comme l'acide orthophosphorique (le plus couramment utilisé), d'acides organiques comme l'acide citrique ou bien de monomères acides comme les esters méthacryliques qui sont des primaires auto-mordançants,
- la concentration de l'acide ; idéalement comprise entre 15 et 40% si l'on souhaite obtenir des valeurs d'adhérence élevées et lutter ainsi efficacement contre les contraintes générées par le retrait de polymérisation, la visualisation du mordançage (aspect crayeux et mat) n'étant possible qu'à partir de 20%,
- le temps d'action de l'acide ; entre 15 et 60 secondes pour une efficacité maximale, au-delà des phosphates de calcium insolubles se créent bloquant ainsi les micro-anfractuosités et s'opposant au microclavetage,
- la consistance de l'acide ; préférentiellement en gel pour une application plus rigoureuse et coloré pour contrôler l'élimination des excès au rinçage,
- le temps de rinçage ; aussi long que le temps de pose et suivi d'un séchage s'effectuant en plusieurs séquences de quelques secondes,
- la contamination exogène ; ayant pour origine les différents fluides buccaux et nous rappelant ainsi le rôle majeur de la pose de digue,
- les limites de préparation cavitaire ; pour augmenter la surface d'émail disponible.

Tous ces différents facteurs sont plus conséquents que la nature de l'adhésif employé (Degrange, 2000). On peut d'ores et déjà noter que l'adhésion à l'émail est toujours meilleure que l'adhésion à la dentine tant en termes de valeur d'adhérence que d'étanchéité. Il faudra donc chercher autant que possible à conserver des limites périphériques amélares.

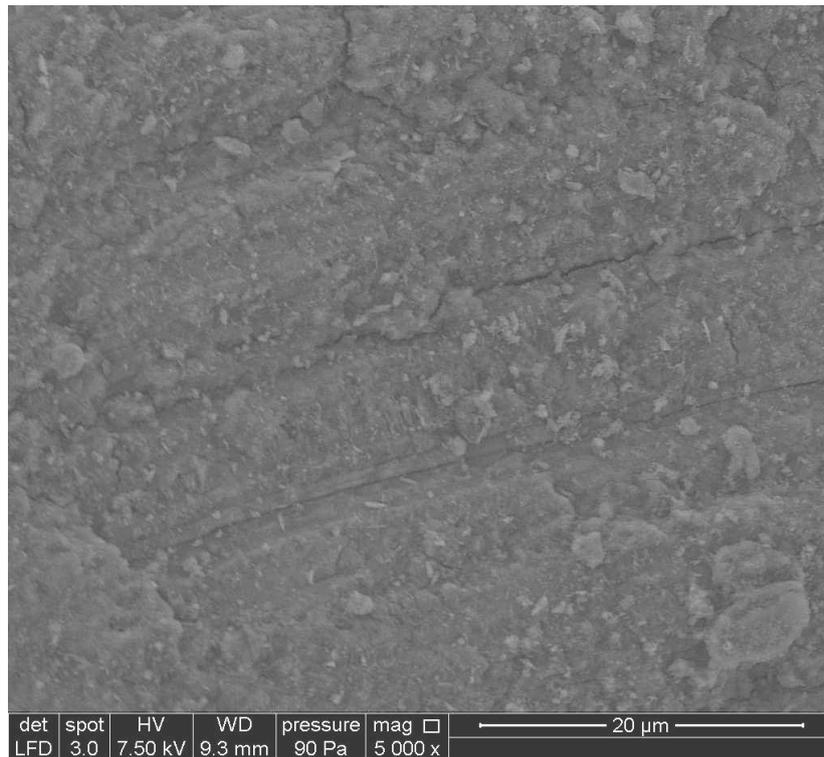
5.3. L'adhésion à la dentine

La dentine, du fait de sa composition (dentine inter- et péri-tubulaire, tubules dentinaires, prolongements odontoblastiques, fluide dentinaire) est caractérisée par une humidité intrinsèque, marquant une différence majeure avec l'émail. Cette structure très complexe rend difficile le collage des résines composites. Un autre problème se pose : suite à la préparation cavitaire, la surface dentinaire se recouvre d'une couche épaisse, appelée boue dentinaire comprise entre 3 et 10 μ m (Pashley, 1991) (figure 23). La boue dentinaire, ou *smearlayer*, issue du fraisage des cavités, est constituée d'un enduit superficiel et de bouchons intra-canaliculaires diminuant la perméabilité dentinaire. Elle est composée d'hydroxyapatite, de collagène modifié, de bactéries et de toxines bactériennes (Douglas, 1989). Cette couche, faiblement attachée à la surface dentinaire, ne peut pas être utilisée pour l'adhésion, son énergie de surface étant très faible.

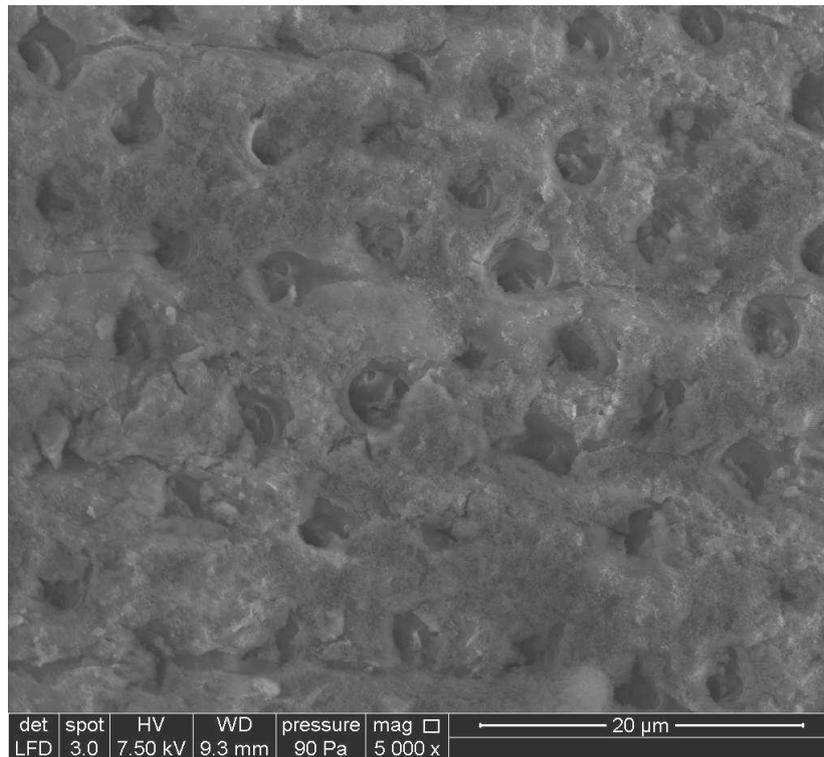
Le principe de l'adhésion à la dentine est une adhésion micro-mécanique double par la création (Nakabayashi, 1982) :

- d'une couche hybride entre d'une part la résine adhésive et d'autre part, selon la stratégie de collage, la boue dentinaire ou la dentine intra et inter canaliculaire,
- de brides de résines adhésives appelées « tags », dans la lumière des canalicules dentinaires principaux et secondaires.

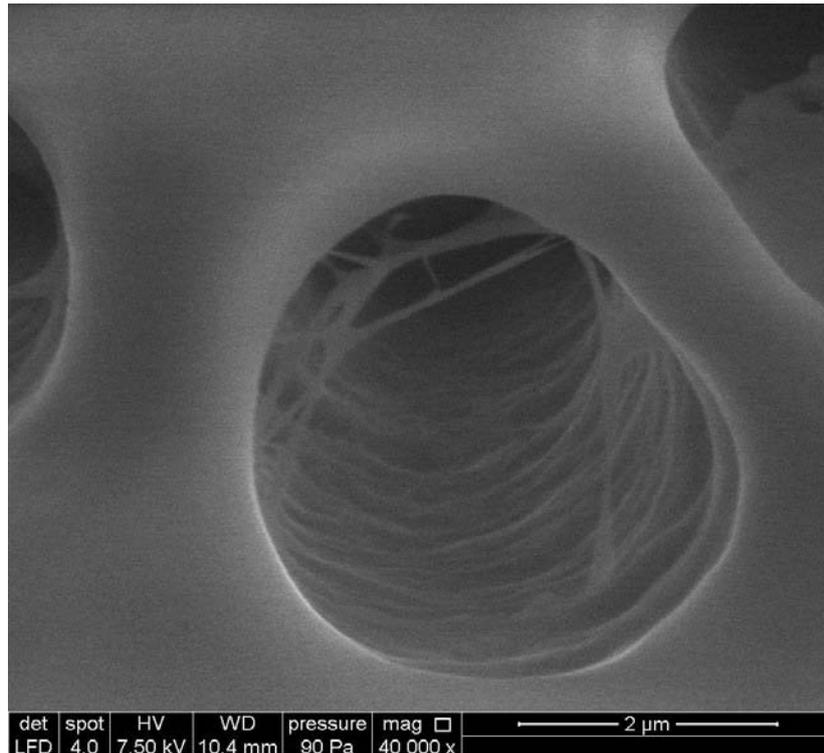
Tout comme pour l'émail, le mordantage de la dentine (en moyenne 15 secondes contre 30 secondes pour l'émail) est indispensable. Il permet l'élimination de cette boue et déminéralise la surface dentinaire inorganique (composée de cristaux d'hydroxyapatite) et expose la partie organique (composée principalement de fibres de collagène) (figure 24). On obtient alors une ouverture de l'entrée des canalicules dentinaires en forme d'entonnoir, avec exposition des fibres collagéniques sur une profondeur approximative de 10 μ m (figure 25), correspondant à la profondeur maximale de pénétration de l'acide (Pashley et coll., 1981 ; Gwinnett et Kanca, 1992). L'adhésif peut alors pénétrer dans les tubulis. Actuellement, certaines familles d'adhésifs ne reposent pas sur le mordantage à l'H₃PO₄ et la suppression de la boue dentinaire mais sur une modification et une dissolution partielle de la *smearlayer* par l'emploi de monomères acides contenus dans le primaire d'adhésion.



*Figure 23 : surface dentinaire sans traitement de surface préalable, les tubulis ne sont pas décelables car recouverts par les boues de fraisage, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)
(source : Mortier et coll., 2011)*



*Figure 24 : surface dentinaire identique à la figure précédente après traitement à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% durant 15 secondes, la couche de boue dentinaire est supprimée, les tubulis apparaissent, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)
(source : Mortier et coll., 2011)*



*Figure 25 : vue de l'intérieur d'un tubuli dentinaire après traitement de surface à l'acide citrique permettant la déminéralisation partielle de la structure minérale et laissant apparaître la trame collagénique, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X40000)
(source : Mortier et coll., 2011)*

5.4. Evolution des différents systèmes d'adhésion

L'adhésion à l'émail mordancé a prouvé son efficacité mais l'adhésion à la dentine reste une quête constamment poursuivie depuis un demi-siècle. L'évolution historique des systèmes adhésifs a engendré une classification par génération qui relève plus de l'argument *marketing* que de la démarche scientifique.

- 1952-1982 : 1^{ère} génération, la période des pionniers. Les résines acryliques alors utilisées offrent un joint de qualité médiocre avec les parois cavitaires, du fait de l'absence de potentiel spécifique d'adhésion aux tissus dentaires.
- 1980-1985 : 2^e génération, les esters méthacryliques de l'acide phosphorique. On cherche à augmenter l'adhésion et l'étanchéité à la dentine. Sur le marché

européen et américain, tous les nouveaux adhésifs présentent une fonction terminale phosphate acide. La dentine ne subissant aucun traitement de surface préalable, les valeurs d'adhérence restent faibles à savoir 5 MPa, valeur correspondant à l'adhérence entre la boue dentinaire et la dentine (Tao et coll., 1988).

- 1985-1991 : 3^e génération, introduction de la notion de système adhésif. Afin de stabiliser les boues dentinaires et d'augmenter la mouillabilité, la résine adhésive est à présent couplée à d'autres produits appliqués préalablement sur la dentine. On obtient des valeurs d'adhérence de 8 à 12 MPa.
- 1990 : 4^e génération, reconnaissance du concept de mordantage total. On mordance à la fois émail et dentine pour permettre une double pénétration de la résine, reposant sur le principe d'adhésion micro-mécanique de la couche hybride et des brides décrit par Nakabayashi en 1982. On retrouve généralement trois étapes : mordantage, application du primaire, application de la résine adhésive.
- 1995 : 5^e génération, on regroupe le primaire et l'adhésif dans un même flacon afin de faciliter les procédures.
- 1995 : 6^e génération, parallèlement se développent les systèmes auto-mordançants ; dans ce cas là, ce sont l'acide de mordantage et le primaire qui sont réunis en un seul flacon.
- 2000 : 7^e génération, les adhésifs « tout-en-un » ; les trois étapes de collage sont désormais réunies.

On retrouve différents modes de classification des adhésifs amélo-dentaires :

- en fonction de leur date d'apparition sur le marché ; les adhésifs sont classés de la 1^{ère} à la 7^e génération comme décrit ci-dessus ; cette classification a au fil des années perdu toute implication clinique ou fonctionnelle réelle et ne représente de nos jours plus qu'un intérêt purement commercial,
- en fonction de leur présentation commerciale ; selon que l'adhésif s'utilise avec un ou plusieurs flacons (ou autres dispositifs),
- en fonction de leur mode d'action ; selon qu'il y a ou non conservation de la boue dentinaire ; cette classification de Van Meerbeek est la seule à être actuellement valable.

5.5. Classification des adhésifs selon leur mode d'action

5.5.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R)

Ces systèmes comprennent trois agents :

- le conditionneur ou agent de mordantage,
- le *primer* ou promoteur d'adhésion ou primaire d'adhésion ; qui est une résine bipolaire diluée dans un solvant et capable de faire le lien entre les tissus dentaires hydrophiles et la résine hydrophobe,
- la résine adhésive ou *bonding agent* ; résine à base de monomères de méthacrylates, chargée ou non.

5.5.1.1. Les systèmes M&R3 (mordantage et rinçage 3 étapes)

- 1^{ère} étape : le mordantage acide engendre la déminéralisation de la dentine inter- et péri-tubulaire et dissout la boue dentinaire, qui sera éliminée par un rinçage abondant ; les fibres de collagène se trouvent exposées, elles sont hydrophiles et particulièrement sensibles à la déshydratation.
- 2^e étape : l'application du primaire d'adhésion après un léger séchage préalable ; du fait de sa nature hydrophile, il remplace l'eau et imprègne les fibres de collagène en les maintenant expansées. Le solvant qui le véhicule diffuse lentement ; à son évaporation, les fibres de collagène recouvertes par le primaire sont rigidifiées.
- 3^e étape : l'application de la résine adhésive ; bien que de nature hydrophobe mais grâce à la bipolarité du primaire, la résine diffuse dans les tubules dentinaires, ouverts en forme d'entonnoir grâce au mordantage, et imprègne la totalité de la zone déminéralisée. Cette imprégnation permet la formation de la couche hybride, couche mixte constituée de dentine et d'adhésif, fondement du collage à la dentine.

5.5.1.2. Les systèmes M&R2 (mordançage et rinçage 2 étapes)

Ce système réduit la procédure à deux étapes, facilitant ainsi son utilisation.

- 1^{ère} étape : le mordançage acide ; cette étape reste identique à celle pour les M&R3.
- 2^e étape : l'application d'un mélange contenant le primaire et l'adhésif ; les solvants organiques déplacent l'eau rapidement grâce au gradient de concentration à l'intérieur du réseau. On a ainsi une incorporation simultanée du primaire et de la résine adhésive dans le réseau. Ici par opposition aux systèmes M&R3, le collagène exposé suite au mordançage ne pourra pas être ré-expansé au cours de l'application d'un primaire d'adhésion en une étape séparée : une très grande vigilance s'impose au cours du séchage suivant le rinçage du mordançage sans quoi le collagène viendrait à se collapser de manière irrémédiable. On parle pour ces systèmes M&R2 de *wet-bonding* ou collage en milieu humide.



Figure 26 : exemple de système M&R2, l'Adper ScotchBond® (3M ESPE)

5.5.2. Les systèmes auto-mordançants (SAM)

Les systèmes auto-mordançants ne présentent quant à eux que deux agents :

- le primaire auto-mordançant ; qui ne subira pas de rinçage,
- la résine adhésive.

5.5.2.1. Les systèmes SAM2 (systèmes auto-mordançants 2 étapes)

- 1^{ère} étape, l'application du primaire auto-mordançant qui agit en deux temps. Le temps A permet une imprégnation de la boue dentinaire sur la surface dentinaire et dans les bouchons des canalicules. Le temps B, quant à lui, permet une dissolution de cette boue qui ne sera pas éliminée, une déminéralisation de la surface dentinaire et une pénétration du primaire dans les canalicules.
- 2^e étape, l'application de la résine adhésive ; elle pénètre en principe exactement à la même profondeur que le primaire auto-mordançant et forme alors une couche hybride.

5.5.2.2. Les systèmes SAM1 (systèmes auto-mordançants 1 étape)

Ce système regroupe les deux étapes décrites ci-dessus en une seule. Il a pour but de simplifier à l'extrême la procédure clinique.



Figure 27 : exemple de SAM1 conditionné en flacon, l'iperbond® (Itena)



Figure 28 : exemple de SAM1 conditionné en dose unitaire, le Futurabond® (Voco)

5.6. Conclusion sur les systèmes adhésifs

Les systèmes avec mordançage et rinçage restent parfaitement d'actualité en toute circonstance. Ils sont particulièrement performants notamment pour le collage de restauration s'appuyant sur de larges surfaces amélaire comme c'est fréquemment le cas dans les secteurs antérieurs. Il demande toutefois une rigueur clinique parfois délicate à mettre en œuvre, c'est particulièrement vrai s'agissant des systèmes M&R2 où l'obtention des conditions optimales du *wet-bonding* requiert le plus grand tact au moment du séchage. C'est ce point en particulier qui rend le collage « praticien-dépendant ».

Les systèmes auto-mordançants ont été créés afin de simplifier le protocole opératoire. Par ailleurs, le mordançage ne se faisant pas à l'acide ortho-phosphorique mais à l'aide d'acides plus faibles contenus dans le primaire d'adhésion, la déminéralisation de la boue dentinaire n'est que partielle, en conséquence la couche hybride obtenue est relativement peu épaisse. L'idée d'un mordançage préalable est soulevée par différents auteurs mais l'on perd dès lors l'intérêt supposé des systèmes auto-mordançants. Ne supprimant pas la *smear-layer* ces systèmes peuvent être bénéfiques en termes de diminution des sensibilités post-opératoires. Leur efficacité sur l'émail étant discutable, on préférera les utiliser sur des dents postérieures présentant une large exposition dentinaire.

L'efficacité des systèmes adhésifs est un point majeur à prendre en considération lors de la restauration dentaire à l'aide de résines composites. L'objectif est en effet d'obtenir des valeurs d'adhérence suffisamment élevées, actuellement jusqu'à 20 MPa contre 5 MPa il y a une vingtaine d'années, afin de résister à la contraction de prise du matériau, potentiellement responsable d'un hiatus inter-facial ouvrant la porte à la percolation bactérienne par défaut d'étanchéité.

6. Propriétés des résines composites

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

Tableau 2 : tableau récapitulatif des différentes propriétés des résines composites selon leur famille et leur viscosité (source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)

6.1. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques rendent compte du comportement d'un matériau lorsque celui-ci est soumis à des contraintes extérieures pouvant être de type traction, flexion ou bien compression et qui influent considérablement sur la qualité et la durée de vie d'une restauration. Les propriétés mécaniques des résines composites sont largement affectées par le pourcentage de charges présentes dans la matrice résineuse (Braem et coll., 1989 ; Sabbagh et coll., 2004). Une augmentation de cette quantité de charges les optimise, tout en diminuant le coefficient d'expansion thermique et la rétraction de prise. Cette augmentation du taux de charges est rendue possible par la diminution de leur taille. Cependant, comme nous l'avons évoqué en 3.3.2.2., l'augmentation consécutive de la surface développée des charges rend le matériau difficilement utilisable voir inutilisable du fait d'une viscosité trop élevée. C'est ce paramètre qui est à l'origine de nombreux travaux et de nombreuses évolutions sur les charges et leur regroupement dans une matrice préalablement polymérisée. La connaissance du taux de charges contenues dans les matériaux utilisés semble nécessaire à une bonne pratique clinique avec pour objectif de pouvoir évaluer de façon prédictive leur comportement clinique. Les taux annoncés par les fabricants sur les notices d'utilisation sont indiqués en pourcentage volumique ou en pourcentage de masse, parfois les deux, parfois ils ne sont même pas spécifiés. D'une façon générale, le secret qui entoure la fabrication des matériaux rend difficile la connaissance exacte des taux et types de charges ainsi que des monomères présents en leur sein.

6.1.1. Résistance à la traction et à la compression

Elle est évaluée par un test de traction indirecte encore appelé test de compression diamétrale en raison du comportement fragile des résines composites. Ce test renseigne sur la résistance des matériaux aux forces latérales. On peut noter parallèlement que le test de résistance à la compression est essentiellement utilisé comme contrôle qualité. Ces deux familles de tests ne sont pas d'une importance majeure pour caractériser les matériaux.

6.1.2. Résistance à la flexion

Il existe un cadre normatif ISO-4049 pour évaluer la résistance à la flexion. Cette dernière revêt une importance clinique majeure. En effet, pour des restaurations, par exemple, de dents postérieures, il est nécessaire d'utiliser un composite ayant une résistance à la flexion élevée pour supporter les forces masticatoires. Plus la résistance à la flexion est importante, plus faibles sont les risques de fracture cohésive de l'obturation et de fracture des bords. Même si elles sont moins fréquentes qu'avec les ciments verres ionomères (Kocher, 1993), la fracture des obturations en site proximal en résine composite est relativement courante (Friedl, 1995). Le praticien se doit d'être vigilant et doit tenter de connaître au mieux les produits utilisés. Il apparaît en effet quasiment impossible d'édicter des règles absolues prévoyant le comportement d'une famille de matériaux : l'hétérogénéité de composition au sein d'une même famille de résines composites en est la raison. Certes, on peut généralement dire que les résines composites compactables ont une résistance à la flexion supérieure aux résines de viscosité moyenne ou fluide, mais il paraît illusoire de poser un tel postulat pour hiérarchiser ces deux dernières (tableau 2).

6.1.3. Module de Young ou module d'élasticité

Il caractérise le matériau soumis à des contraintes et détermine sa rigidité en mesurant les forces à partir desquelles le matériau sera déformé de façon réversible puis irréversible. Plus le module d'élasticité est élevé, plus le matériau est rigide et donc moins il se déformera sous la contrainte. Cette caractéristique joue un rôle majeur dans la prévention des micro-infiltrations marginales. On préférera un module de Young élevé pour des restaurations soumises à de fortes contraintes masticatoires. De ce fait, l'utilisation de résines composites fluides pour restaurer des

cavités de volume important en site occlusal ; pour ce type de restauration le choix se fera dans les familles de résines composites, de préférence micro-hybrides ou nanochargées de consistance moyenne ou compactable. A l'inverse, pour les restaurations de lésions en site 3, c'est-à-dire en région cervicale, du fait des contraintes élevées et répétées de flexion dans cette zone, un composite avec un faible module d'élasticité est recommandé. Les composites fluides peuvent alors être indiqués dans ces situations cliniques. En effet, ayant un taux de charges diminué et/ou un taux d'abaissureurs de viscosité élevé comparé aux autres résines, leur module d'élasticité est plus faible. Ils sont donc plus aptes à la déformation. On notera qu'en moyenne le module d'élasticité d'une résine hybride fluide est de 4,5 GPa contre 9,3 GPa pour les résines hybrides de consistance moyenne et 9,5 GPa pour les compactables (tableau 2) (Raskin et coll., 2007). S'agissant de valeurs moyennes, ces données peuvent souffrir de quelques exceptions.

6.1.4. Dureté

La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale, sous charge. Elle est révélatrice des difficultés de finition et polissage d'une restauration (Mac Cabe, 1990) et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion (Van Noort, 2002). La dureté d'un composite est certes influencée par sa phase organique mais elle est hautement corrélée à son taux de charges. En effet, plus un matériau est chargé, plus sa dureté est élevée (Mac Cabe, 1990). C'est la raison pour laquelle les composites fluides ont une dureté en moyenne moins élevée comparée aux composites plus visqueux (tableau 2).

6.1.5. Vieillessement et usure

Les variations de type, de taille et de pourcentage des charges contenues dans les résines composites influencent le taux d'usure des restaurations, longtemps considéré comme le point faible de ces matériaux. On sait que l'usure est plus importante au niveau des secteurs molaires que des secteurs prémolaires, canins et incisifs, elle est également plus importante dans les restaurations de grande étendue que dans les petites, dans les zones subissant des contacts occlusaux et ainsi que dans les premières années après la pose du matériau. Sachant que l'usure normale de l'émail chez l'homme est d'environ 30µm/an pour les prémolaires et de 50µm/an pour les molaires, on tolère pour un composite une usure clinique de 40 à 50µm/an. Au vu des indications cliniques de l'utilisation des résines composites fluides (cf partie 7), leur résistance à l'usure n'apparaît pas comme une caractéristique primordiale.

6.1.6. Conclusion sur les propriétés mécaniques des résines composites

Les propriétés mécaniques des résines composites sont globalement supérieures à celles des CVI et des CVIMAR. La gamme de ces résines composites étant très étendue, surtout en termes de variations de pourcentage de charges, il faut se pencher précisément sur la composition du matériau utilisé pour s'assurer de ses qualités mécaniques, quelque soit sa viscosité, afin de remplir l'indication pour laquelle il est utilisé le plus justement possible.

6.2. Propriétés physico-chimiques

6.2.1. Retrait de polymérisation

De manière idéale, pour obturer une cavité dentaire de façon étanche, aucune variation dimensionnelle ne devrait se produire à l'interface tissus dentaires/matériau. Une adaptation parfaite devrait être obtenue à l'issue de la prise de la résine composite et se maintenir dans le temps une fois en fonction. Malheureusement quelque soit le matériau à base de résine utilisé, on n'observe pas ce comportement idéal. Dès le début de la manipulation de ces matériaux, leur stabilité dimensionnelle est compromise du fait d'une caractéristique inhérente à la nature même des résines composites. A l'état plastique, les monomères de la famille des méthacrylates sont liés par de simples liaisons électrostatiques de Van der Waals. Au cours de la photopolymérisation, réaction radicalaire en chaîne, les doubles liaisons des fonctions méthacrylates vont s'ouvrir pour autoriser la mise en place de liaisons covalentes carbone-carbone simples entre les monomères et établir ainsi un réseau polymère complexe. Ces dernières liaisons sont plus courtes que les liaisons de Van der Waals préexistantes entre les monomères. Les distances inter-moléculaires sont de l'ordre de 3 à 4Å avant polymérisation pour passer à une distance de l'ordre de 1,5Å après polymérisation (Peutzeld, 1997). De ce phénomène résulte inexorablement une rétraction de prise du matériau. Etant collée aux parois dentaires, la résine composite en se contractant va être à l'origine de contraintes internes au matériau ou au niveau des tissus dentaires ou encore au niveau interfacial. Ces contraintes peuvent donc être à l'origine de fissures ou de fractures au niveau des tissus dentaires, du matériau ou au sein de la couche adhésive générant ainsi des hiatus aboutissant à une perte d'étanchéité potentielle (figure 29). On comprend dès lors l'importance du facteur surface collée/surface non collée (facteur C) dans l'expression des contraintes de contraction. Diminuer ces

contractions et contraintes de polymérisation reste aujourd'hui encore un défi afin de préserver la zone clé obturation/dent.

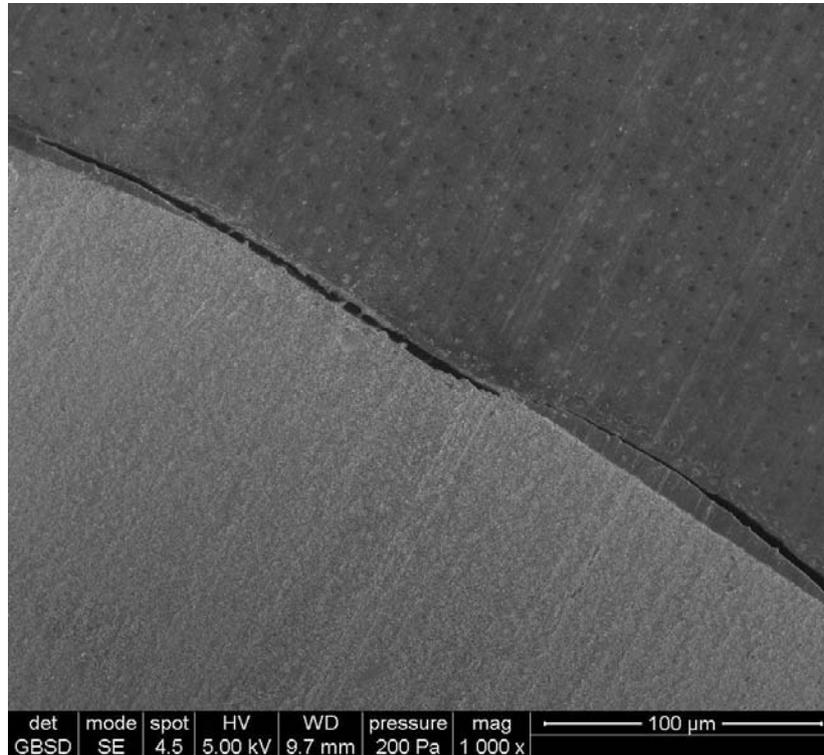


Figure 29 : interface au niveau d'un échantillon de résine micro-hybride ormocer (Admira®, Voco), vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X1000). Visualisation de la génération de contraintes liées à la contraction de prise du matériau collé au cours de sa photopolymérisation et qui a engendré une décohésion du matériau, une rupture au sein même de la couche adhésive et même des microfissures du substrat dentinaire (source : Mortier et coll., 2011)

Le taux et le type de charges présents dans le matériau joue un rôle important. Il existe une relation entre taux de charges et retrait de polymérisation. A volume de composite équivalent, plus faible est le volume de charges, plus important est le volume de matrice ; comme les charges minérales sont des solides ne se contractant pas, c'est la résine du fait de la conversion des monomères et de la déformation physique due à sa transition de gel à solide qui se contracte (Aw et Nicholls, 2001). Au delà du taux de charges, la taille des charges importe aussi. Une petite particule présente un ratio surface/volume plus élevé qu'une grande particule. En conséquence, pour un volume de charges et un volume de matrice donnés, plus les particules sont de taille importante, plus de résine est nécessaire pour les entourer et plus le volume de résine entre les particules sera élevé ; avec de petites charges, la distance et la masse de résine inter-particules se trouvent réduites. De cette moindre

masse découlent moins de liaisons et des formations de chaînes plus courtes générant moins de contraction (Aw et Nicholls, 2001). De plus, des particules de grosse taille permettraient un meilleur passage du rayon lumineux au travers du matériau et de fait, une meilleure polymérisation et une contraction plus élevée (Li et coll., 1985).

Les résines composites fluides globalement moins chargées que les résines de viscosité moyenne ou compactable, connaissent en moyenne une contraction de prise supérieure. Pour autant cette notion est à moduler en fonction de la distribution des charges.

La composition matricielle des matériaux joue néanmoins également un rôle important. Lorsqu'une résine composite est essentiellement composée de monomères de haut poids moléculaire, la mise en place rapide d'un réseau polymère rigide au cours de la photopolymérisation, du fait de ces macromolécules, entrave la mobilité moléculaire du système : il en résulte une contraction plus faible que dans les systèmes où la mobilité moléculaire peut plus aisément s'exprimer. La dilution des monomères à haute viscosité par du TEGDMA de plus faible viscosité et de faible poids moléculaire aboutit, elle, à une augmentation du retrait. En effet, la taille réduite des monomères de TEGDMA favorise la mobilité moléculaire, facilitant ainsi la formation d'un plus grand nombre de liaisons covalentes, cette dilution s'avère cependant indispensable car, seuls, les monomères de Bis-GMA, du fait de la faible mobilité du système ne sont capables que d'une faible mise en place de liaisons C-C (Lowell et coll., 1999). On comprend la difficulté qu'il y a à obtenir à la fois un matériau avec un taux de conversion élevé afin d'obtenir des propriétés mécaniques optimales, tout en minimisant autant que possible la contraction de prise pourtant due à cette conversion.

Au vu de ces données, tant du point de vue matriciel que du point de vue des charges, on comprend que les résines composites fluides présentent en moyenne une contraction de prise plus élevée. Il a été cependant avancé que le caractère moins visqueux des composites fluides pouvait assurer une certaine dissipation des contraintes au cours de la polymérisation. En réalité, cette notion est extrêmement complexe et discutable. En effet, dans des fourchettes de valeurs de contraction importantes, la contraction volumétrique de prise prévaut sur les propriétés visco-élastiques dans le développement de contraintes (Mortier, 2009). Il semblerait donc que l'utilisation de résines de viscosité fluide à des fins de diminution des contraintes de polymérisation n'aboutit pas avec certitude aux résultats escomptés (Cadenaro et coll., 2009). En fait, le taux de conversion, la contraction de polymérisation et le module d'élasticité sont tous trois des facteurs hautement significatifs affectant l'apparition de contraintes mais il est extrêmement difficile de distinguer l'influence exacte de chacun des facteurs tant ils interagissent (Mortier, 2009).

6.2.2. Conductivité thermique

Il s'agit de l'aptitude d'un biomatériau à transmettre la chaleur qui lui est fournie. La conduction des résines composites est peu élevée avec une valeur de $1,09 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ contre $23,03 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ pour l'amalgame. Cette propriété est intéressante pour éviter les stimulations thermiques délétères en présence de restaurations de gros volume avec une relative proximité pulpaire.

6.2.3. Coefficient de dilatation thermique

Les variations de température peuvent endommager l'adaptation d'une restauration. En effet, dès lors qu'un matériau d'obturation a un coefficient d'expansion thermique supérieur à celui des tissus dentaires, la multiplication et la sommation des stimulations thermiques sont susceptibles d'engendrer des endommagements interfaciaux.

Les coefficients de dilatation thermique nous intéressant sont les suivants :

- émail, $17.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$,
- dentine, $11.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$,
- amalgame, 22 à $28.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$,
- composites microchargés, 50 à $70.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$,
- composites hybrides, 30 à $40.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$,
- ciments verres ionomères, 12 à $15.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.

Dans ce domaine, les CVI présentent le coefficient de dilatation thermique le plus adapté (Bullard, 1988).

Le coefficient de dilatation thermique des résines fluides est en moyenne supérieur à celui des résines d'autres viscosités. Ceci s'explique par le fait qu'elles possèdent un plus faible taux de charges et donc une plus grande proportion de matrice résineuse, cette dernière possédant un coefficient de dilatation thermique plus élevé que les charges (Raskin et coll., 2007).

6.2.4. Absorption hydrique et solubilité

Les mesures d'absorption et de solubilité bénéficient d'un cadre ISO 4049 permettant la comparaison inter-études des performances des matériaux. L'absorption d'eau et la solubilité sont des caractéristiques des matériaux dentaires que l'on ne peut négliger.

La solubilité intervient dans la dégradation des restaurations et dans leur biocompatibilité du fait de la libération de différentes espèces chimiques. L'absorption d'eau engendre des variations dimensionnelles et des colorations internes. C'est pourquoi ces propriétés sont intéressantes à quantifier puisqu'elles participent pleinement à l'évaluation de l'aptitude clinique du matériau. Avec un rayon d'environ 0,158nm, les molécules d'eau sont capables de diffuser au travers des polymères du fait de leur taille inférieure à la distance existant entre les chaînes desdits polymères de la matrice résineuse (Tamai et coll., 1995).

A volume équivalent, moins un matériau est chargé, plus grand est son volume matriciel et plus il peut absorber d'eau, les charges en elles-mêmes ne présentant pas cette capacité. Cela étant, la nature et la qualité des liens entre charges et matrice importent : en effet, une éventuelle adhésion limitée entre ces éléments peut déterminer des voies de pénétration capillaire acheminant et logeant l'eau, influençant la capacité d'absorption (Kalachandra, 1989). Venz et Dickens en 1991 décrivent une absorption d'eau plus importante rapportée à un volume matriciel équivalent pour des résines expérimentales chargées que pour les mêmes résines expérimentales non chargées. En éliminant le facteur « composition de la matrice », ces auteurs démontrent que la seule présence de charges peut déterminer des voies de pénétration dans les matériaux.

Toutefois, c'est la nature des monomères constituants qui paraît être le facteur prédominant dans le comportement hydrique des matériaux. Le caractère plus ou moins hydrophobe des monomères de résine du fait de l'éventuelle substitution des groupements hydroxyles (exemple du Bis-EMA dérivé du Bis-GMA) ou encore des monomères avec des groupements uréthanes moins hydrophiles que les groupements hydroxyles, apparaissent comme des éléments déterminants (Yap et coll., 2000 ; Sideriou et coll., 2003). Par ailleurs, comme nous l'avons évoqué dans le paragraphe 3.2.3., la configuration spatiale du réseau polymère joue également un rôle : les réseaux denses hétérogènes engendrés par le TEGDMA sont de nature à majorer la capacité d'absorption des matériaux.

La solubilité, quant à elle, est en grande partie due à la libération de monomères résiduels non polymérisés. Ici encore, donc, à volume équivalent, moins un matériau est chargé, plus la matrice résineuse est importante et peut potentiellement libérer des monomères non convertis. Un taux de conversion plus faible favorise donc la solubilité. La nature même des monomères est aussi essentielle : de nombreuses

études indiquent que plus un matériau est riche en TEGDMA, plus il est potentiellement soluble (Braden et Pearson, 1981 ; Inoue et coll., 1982 ; Tanaka et coll., 1991 ; Geurtsen, 1998 ; Ortengren et coll., 2001).

La présence de bulles dans le matériau pourrait également jouer un rôle : en effet, une bulle dans le matériau emprisonne de l'oxygène qui inhibe la polymérisation diminuant ainsi le taux de conversion et favoriserait la solubilité (Oysaed et Ruyter, 1986). La facilité de manipulation du matériau et la possibilité de son insertion en minimisant l'inclusion de bulles paraissent importantes.

La nature et les liens des charges avec la matrice influent également sur la solubilité. Des charges de verre Ba-Al-B-F-silicate sont par exemple plus susceptibles de se solubiliser que des charges $ZrSiO_4$ (Söderholm, 1990). Les éléments comme le baryum ajoutés pour augmenter la radio-opacité du matériau se solubilisent aisément (Oysaed et Ruyter, 1986).

L'hydrolyse du silane consécutive à la pénétration d'eau décrite plus haut du fait d'une éventuelle adhésion limitée entre charges et matrice déterminant des voies de pénétration capillaire peut également être à l'origine d'une perte de charges majorant ainsi la solubilisation. Cela étant, si le réseau de polymères entourant les charges joue efficacement son rôle protecteur, la solubilité théorique de ces éléments ne se traduit pas par une perte de masse du matériau (Oysaed et Ruyter, 1986). Par exemple, la structure tridimensionnelle complexe préétablie des ormocers assure sans doute ce rôle protecteur vis-à-vis des charges ou des monomères résiduels tendant à minorer leur solubilité (Mortier, 2005).

De l'ensemble de ces données, on comprend qu'une résine composite fluide, en moyenne moins chargée et plus riche en diluants que ces homologues de viscosité supérieure, présentée par ailleurs dans des conditionnements en seringue utilisés pour l'injection directe du matériau dans la cavité tendant à promouvoir l'inclusion de bulles, ait globalement des capacités d'absorption et de solubilité supérieures.

6.3. Propriétés radiographiques

La radio-opacité des résines composites, indispensable pour visualiser l'obturation et ses limites ainsi que pour détecter d'éventuelles lésions carieuses marginales récidivantes, est due à l'adjonction d'éléments à numéro atomique élevé tels que le baryum, le strontium, le zirconium, etc., incorporés aux charges : les monomères et les charges de silice, n'étant pas en eux-mêmes radio-opaques.

6.4. Propriétés optiques

Elles correspondent à l'aptitude à reproduire les caractéristiques optiques des tissus dentaires minéralisés et la diversité des couleurs des dents naturelles. La couleur d'une dent se définit par sa teinte, sa luminosité et sa saturation auxquels s'ajoutent d'autres paramètres tels que l'opalescence, la fluorescence et la translucidité. Le nombre quasi illimité de combinaisons entre ces différents paramètres se heurte heureusement aux limites de la perception visuelle, la discrimination précise de ces couleurs par les praticiens étant extrêmement complexe voire impossible (Ruyter, 1987). On définit l'émail comme étant translucide, peu saturé et opalescent alors que la dentine, qui donne sa couleur à la dent, est opaque, saturée et fluorescente.

Les différences d'opacité s'agissant des résines composites, sont obtenues grâce aux différences d'indices de réfraction entre les charges minérales et la matrice. Les différents niveaux de saturation, eux, sont obtenus grâce à des concentrations variables en oxydes métalliques. Tout en ayant conscience des limites physiologiques de la perception visuelle, la logique colorimétrique des systèmes actuels se base sur la structure histologique de la dent en proposant des composites « émail » ou « dentine », c'est la notion de stratification. C'est grâce à la photopolymérisation qui autorise la combinaison de couches successives alternant diverses teintes et opacités que l'on a pu améliorer les propriétés optiques de nos restaurations en cherchant à tendre au mieux vers celles des tissus dentaires naturels (Lehmann et coll., 2000). Ces bonnes propriétés optiques incitent notamment à utiliser davantage les résines composites fluides en lieu et place des CVI pour les restaurations antérieures en site cervical.

6.5. Aptitude au polissage

L'aptitude au polissage d'une résine composite dépend principalement de la dimension moyenne des particules minérales qui la composent (Yap et coll., 2004). Les systèmes micro-chargés, micro-hybrides et micro-hybrides nanochargés semblent être les plus aptes au polissage, les microhybrides nanochargés représentant une avancée réelle en termes de poli final potentiel obtenu. A dimension de charges identique, les composites de viscosité fluide, compactable et moyenne ne présentent pas de différence significative (Raskin et coll., 2007).

Quelque soit le type de résine composite utilisé, le polissage représente une étape de finition et non de mise en forme de la restauration. De nombreux instruments existent pour assurer le poli final de l'obturation. Quelque soit la nature de l'instrumentation choisie (figure 30), le polissage répond à quatre règles fondamentales :

- travail sous spray,
- utilisation d'instruments de granulométrie décroissante,
- plus la granulométrie est importante, moins la vitesse de rotation doit être importante,
- travail légèrement circulaire depuis la restauration en direction des tissus dentaires.

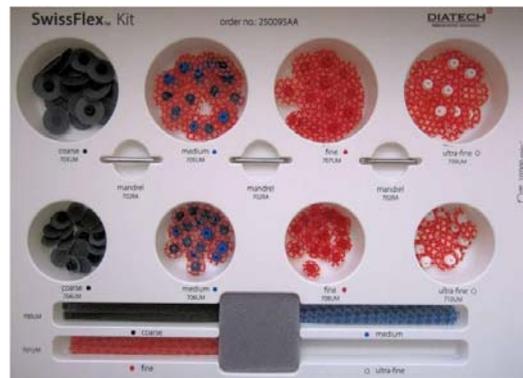


Figure 30 : différents coffrets de polissage. On peut dissocier les systèmes de polissage qui combinent l'utilisation de fraises suivies de cupules, des systèmes utilisant des disques abrasifs de granulométrie décroissante.

On évalue souvent l'efficacité d'un système de polissage par les paramètres de rugosité, dont le plus utilisé est Ra, déterminant la rugosité moyenne arithmétique.

Deux valeurs de référence guident également la technique de polissage :

- la rugosité arithmétique engendrée par le système de polissage ne doit pas dépasser celle de l'émail humain qui est de 0,62µm (Willems et coll., 1991),
- la valeur de Ra vers laquelle doit tendre un système de polissage est le seuil de rétention de la plaque dentaire qui est de 0,2µm (Bollen et coll., 1997).

6.6. Propriétés biologiques

6.6.1. Composition et libération de substances

La conversion des monomères en réseaux de polymères n'étant jamais complète, des espèces chimiques libres peuvent s'échapper du matériau et être actives localement au niveau de l'organe dentaire ou à distance, véhiculées par la salive. Ces espèces chimiques susceptibles d'être libérées soulèvent le problème de la biocompatibilité. Des monomères résiduels (Tanaka et coll., 1991), des charges (Söderholm, 1990), des activateurs et des inhibiteurs de polymérisation (Rathburn et coll., 1991) ou encore des produits de dégradation tels que du formaldéhyde ou de l'acide méthacrylique (Munksgaard et Freund, 1990) ont été identifiés comme pouvant filtrer à partir de matériaux à base de résine.

6.6.2. Toxicité

Les divers composants cités en 6.6.1., leur cytotoxicité, *in vitro* sur des fibroblastes (Geurtsen, 1998) ou sur des odontoblastes (Mac Dougall et coll., 1997) ainsi que leurs effets allergènes, mutagènes ou génotoxiques ont été rapportés dans la littérature (Stanley, 1992 ; Katsuno et coll., 1995 ; Heil et coll., 1996 ; Söderholm et Mariotti, 1999). L'extrapolation de ces données *in vitro* à l'*in vivo* n'est pas directement possible laissant en suspens certaines interrogations. Relativement récemment, des traces de bisphénol-A ont pu être détectées dans la salive de certains patients juste après la mise en place d'une résine composite du fait de l'action des enzymes salivaires sur le Bis-GMA (Arenholt-Bindslev et coll., 1999 ; Söderholm et Mariotti, 1999 ; Fung et coll., 2000 ; Völkel et coll., 2002 ; JADA, 2008).

Toutefois, les effets potentiellement toxiques de si faibles niveaux d'exposition ne sont pas encore documentés (Fung et coll., 2000).

6.6.3. Effet local

Plusieurs études ont démontré que les résines composites sont non toxiques et, même appliquées à proximité de la pulpe, elles n'engendrent pas de réaction délétère (Fusayama, 1980 ; Cox, 1987 ; Goracci et coll., 1994) : le facteur prédominant de l'apparition d'une pathologie pulpaire secondaire étant la présence bactérienne. Par ailleurs, la pulpe n'est pas affectée par le mordantage de la dentine, préalable à toute restauration en composite (Fusayama, 1992).

6.6.4. Prolifération bactérienne

La prolifération bactérienne n'est pas directement liée à la biocompatibilité des résines composites. Cependant, il est important de souligner l'influence de cette prolifération sur la santé des tissus adjacents aux restaurations composites. Plusieurs auteurs ont étudié l'impact des monomères résineux sur le développement des bactéries. Il en ressort que :

- l'impact des monomères de Bis-GMA et de TEGDMA sur deux bactéries cariogènes *S. Sobrinus* et *Lactobacillus Acidophilus* est remarquable. Le TEGDMA stimule la prolifération de ces microorganismes tandis que le Bis-GMA inhibe leur croissance (Hansel et coll., 1998),
- le TEGDMA et ses produits de dégradation tels que l'acide méthacrylique ou le tri-éthylène-glycol stimulent le développement de *S. Mutans* et *S. Salivarius* en fonction du pH mais aussi de façon dose-dépendante et temps d'exposition-dépendante (Khalichi et coll., 2004).

L'utilisation de résines composites et plus particulièrement de résines composites riches en TEGDMA telles que peuvent l'être les résines fluides est donc toujours à moduler en fonction du risque carieux individuel. L'absence de potentiel cariostatique de ces matériaux est pour cela à prendre en ligne de compte.

6.6.5. Sensibilités post-opératoires

Ce n'est pas tant le type de résine composite employé que l'épaisseur de dentine résiduelle qui est potentiellement à l'origine de douleurs post-opératoires. En revanche, l'utilisation d'un système adhésif auto-mordançant peut influencer sur ces sensibilités. Ces systèmes ne supprimant pas la boue dentinaire, cette dernière persiste dans les tubulis empêchant ainsi les variations de pression intra-tubulaire, principale source de souffrance du système dentino-pulpaire (Brännstrom et Astrom, 1972 ; Opdam et coll., 1998).

6.7. Conclusion sur les propriétés des résines composites

Les études de suivi clinique apparaissent comme le moyen le plus sûr d'obtenir des résultats basés sur des preuves. Cependant, devant le renouvellement incessant des résines composites sur le marché dentaire, il apparaît qu'à la publication desdites études, elles sont déjà le plus souvent obsolètes puisque les produits évalués sont fréquemment déjà retirés de la vente. C'est la raison pour laquelle les résultats *in vitro* évaluant les propriétés mécaniques et physico-chimiques des résines composites sont également intéressants pour le clinicien. Seule une connaissance théorique des produits utilisés permet de ne pas se laisser aveugler par les sirènes du marketing et d'effectuer un choix raisonné dicté par les données acquises de la science.

7. Indications des résines composites fluides

7.1. Le scellement des sillons, puits et fissures

Dès le XIX^e siècle, on a commencé à chercher à protéger les sillons occlusaux. La première réalisation répondant à cette indication de scellement de puits et fissures date de 1967 (Buonocore, 1971). Ce sont les travaux de Buonocore (Buonocore, 1955) et de Bowen (Bowen, 1962) sur le collage qui ont permis la mise au point du premier produit de scellement des puits et fissures photopolymérisable en 1971 : le Nuva Seal® (Caulk).

7.1.1. Prévention et rôle du scellement

Les faces occlusales sont fréquemment touchées par les caries du fait de la configuration des sillons, de la fragilité liée au délai d'éruption ainsi que de l'immaturation post-éruptive de la dent (Droz et Blique, 2004). En effet, les défauts fréquents de coalescence des prismes de l'émail, s'expliquant par le fait que le sillon est une zone de jonction et non de synthèse, l'étroitesse des sillons, de 10 à 20µm, ainsi que leur morphologie rendent difficiles le brossage (Lussi et coll., 1995). Une molaire sera d'autant plus à risque si elle est large et inclinée ou en rotation. Durant la période d'éruption, les molaires ne sont pas en contact avec les dents antagonistes et elles sont peu accessibles avec la brosse à dent, ce qui les rend particulièrement fragiles du fait d'une importante accumulation de plaque (Carvahlo et coll., 1989). Il arrive que des dents présentent des débuts de lésion carieuse avant même qu'elles n'aient fini leur éruption (Dennison et coll., 1990). Ces périodes d'éruption peuvent être longues pour les dents permanentes (Christiansen et coll., 2001) :

- pour la première molaire, de 5 à 32 mois avec une moyenne de 15 mois,
- pour la deuxième molaire, de 2 à 45 mois avec une moyenne de 27 mois,
- les prémolaires quant à elles, ont une éruption plus rapide, allant de 4 à 6 semaines.

L'immaturation post-éruptive de l'émail de l'enfant combinée à la topographie occlusale, limitant l'apport de fluor exogène, rendent la dent particulièrement cario-sensible. En plus des difficultés de brossage, on est confronté à une diminution de l'effet tampon dans ces zones en comparaison avec les surfaces lisses (Lussi et coll., 1995 ; Droz et Blique, 2004). L'ensemble de ces éléments arrive à une période où le brossage est bien souvent imparfait. Ces faces représentent 12,5% des surfaces dentaires. Chez les enfants en âge d'être scolarisés, 50% des caries concernent ces faces et on atteint les 80% chez les adolescents.

A l'ère de la micro-dentisterie et de l'économie tissulaire, le scellement des puits et fissures concerne l'enfant comme l'adulte. Toutefois, il n'est pris en charge par la sécurité sociale que pour les enfants de moins de 14 ans. La Nomenclature Générale des Actes Professionnels impose une cotation de cet acte de SC9 par dent et précise que « la prise en charge de l'acte ci-dessus par l'Assurance Maladie est limitée aux 1^{ères} et 2^e molaires permanentes et ne peut intervenir qu'une fois par dent. Cet acte doit être réalisé en cas de risque carieux et avant le quatorzième anniversaire » Cette limitation est regrettable car l'âge d'éruption varie d'un enfant à l'autre, le risque carieux n'est pas figé dans le temps et il est souvent nécessaire de renouveler l'application de ces résines.

Le scellement des puits et fissures est considéré comme un traitement préventif basé sur des preuves scientifiques (Workshop on Guidelines for Sealant Use, 1995 ; British Society Of Pediatric Dentistry, 2000). Il permet notamment de prévenir l'accumulation du biofilm et ainsi de limiter la migration en profondeur des bactéries. Il facilite le brossage et permet de protéger l'émail déminéralisé.

7.1.2. Evaluation du risque carieux individuel (RCI), diagnostic et prise de décision thérapeutique

Un patient est considéré comme à risque élevé de carie s'il n'effectue pas de brossage quotidien, s'il ingère des sucres régulièrement en dehors des repas, s'il présente beaucoup de plaque et de caries en bouche ou bien encore s'il prend au long cours des médicaments sucrés ou générant une hyposialie.

L'évaluation du risque carieux dépend de deux risques :

- le risque propre au patient, qui concerne ses antécédents médicaux (handicap ou maladie), son expérience carieuse ainsi que celle de ses parents ou de la fratrie, son hygiène bucco-dentaire, la présence d'éléments favorisant la rétention de la plaque (restaurations défectueuses, appareils orthodontiques ou prothétiques), son bilan nutritionnel, ou encore sa régularité dans le suivi dentaire, mais également le niveau socio-économique et/ou le niveau d'éducation de la famille,
- le risque individuel de la dent, à savoir la morphologie des puits et fissures, le niveau d'éruption ou encore la qualité de l'émail.

Facteurs		risque 0	risque 1	risque 2	risque 3
facteurs étiologiques	<i>strepto. mutans</i>	négatif	<100000 CFU/ml	>100000 CFU/ml	>1million CFU/ml
	<i>lactobacilles</i>	<<10000 CFU/ml	<<10000 CFU/ml	10000 à 100000 CFU/ml	>100000 CFU/ml
	<i>Plaque</i>	1-2	1-2	3-4	4-5
facteur carie	<i>prévalence</i>	0	pas de lésion dentinaire	caries/obtur. proxim.	caries/obtur. proxim. et occl. et surf lisses
	<i>incidence</i>	0	0	1 à 2 nouvelles/an	>2 nouvelles/an
modificateurs externes	<i>Sucres</i>	peu fréquents	peu fréquents	fréquents	très fréquents
	<i>socio-éco.</i>	élevé	élevé/moyen	moyen/bas	bas/très bas
modificateurs internes	<i>capacité tampon salive</i>	bonne	bonne	réduite	très réduite
facteurs de prévention	<i>hygiène</i>	excellente	bonne	mauvaise	très mauvaise
	<i>dentifrice fluoré</i>	régulier	régulier	irrégulier	irrég. ou pas
	<i>hygiène alimentaire</i>	excellente	bonne	nuisible	très nuisible
	<i>soins dentaires</i>	préventifs régul.	préventifs régul.	préventifs irrég.	préventifs inexistantes et curatifs irrég.

Tableau 3 : évaluation du risque carieux individuel

(d'après Axelsson, 1998)

Un sillon est défini comme étant anfractueux lorsqu'il est profond, rétentif, et lorsqu'on ne peut pas en percevoir le fond. On distingue trois types de sillons :

- type 1 : les sillons plats et ouverts,
- type 2 : les sillons en V plus ou moins profonds,
- type 3 : les sillons profonds et retenant très fortement la plaque dentaire, en I ou en « goutte d'eau ».

Une même dent peut présenter les trois types de sillons. Les types 2 et 3 sont les sites préférentiels de développement carieux. Compte tenu de la largeur de ces sillons, qui est de 4 à 5µm et de l'écologie bactérienne, qui y est particulière, on peut donc y observer un milieu hautement cariogène, indépendant et spécifique à chaque fissure (Roussel, 2005). Les caries de sillons sont difficilement décelables par la radiographie, une lésion strictement amélaire de la face occlusale, n'étant pas visible du fait de la superposition des tissus radio-opaques. L'incidence radiographique rétro-coronaire, recommandée pour la détection de lésions carieuses précoces, n'est malheureusement que très peu efficace pour les lésions situées uniquement dans l'émail de la face occlusale ou des faces axiales, vestibulaires et linguales ou palatines. Il faudra se méfier lors du diagnostic des conséquences délétères du passage de la sonde qui peut augmenter le nombre et la taille des lésions et disséminer les bactéries d'un site à l'autre (Ekstrand, 1987 ; Le et Verdonschot, 1994). Pour un diagnostic visuel fiable et non iatrogène, il est indispensable de bien nettoyer les faces à risque à l'aide d'une brosette ou d'un aéro-polisseur, de rincer et de sécher soigneusement. Un éclairage correct est également nécessaire pour effectuer un bon diagnostic et peut être complété par des optiques grossissantes. D'autres outils de diagnostic peuvent être utilisés tels que des outils électroniques, des fibres optiques avec transillumination ou encore des lasers à épifluorescence mais des études à long terme sont nécessaires pour affirmer leur validité clinique (Lussi, 1991).

Les indications de scellement de sillons ont évolué avec les années :

- en 1970, l'indication concernait tous les patients,
- en 1980, on ne réalisait pas de scellement de sillons chez le patient polycarié,
- en 1990, on se limitait aux patients à risque carieux moyen ou élevé.

Actuellement, la Haute Autorité de Santé (HAS) recommande (HAS, 2005) :

- de sceller les sillons des patients à risque carieux ainsi que ceux présentant des sillons anfractueux,
- d'évaluer régulièrement le risque carieux individuel (RCI),

- de sceller dès que possible les premières et deuxièmes molaires permanentes chez les patients de moins de 20 ans en préférant si l'isolation est suffisante un matériau de scellement à base de résine,
- de suivre régulièrement les patients en fonction du RCI, à savoir 2 à 4 fois par an en cas de RCI élevé, au moins 1 fois par an en cas de risque faible,
- de maintenir les autres mesures de prévention de la carie.

La Société Française d'Odontologie Pédiatrique (SFOP) a publié ses recommandations en 2004 (Droz et coll., 2004). La SFOP insiste tout d'abord sur la nécessité d'un examen clinique rigoureux au préalable afin de s'assurer de l'absence de carie avec atteinte dentinaire. A la différence de la HAS, la SFOP recommande, de réaliser les scellements de puits et fissures :

- de toute dent définitive non cariée chez un patient à risque carieux,
- de toute dent temporaire ou définitive non cariée mais présentant des puits ou fissures anfractueux chez les sujets à risque nul ou faible de carie.

Il ne faudra pas oublier d'inclure dans nos indications de scellement les sujets à risque tels que les handicapés ainsi que les patients chez qui tout soin à effectuer représente un risque potentiel en termes de santé générale tels que les patients diabétiques insulino-dépendants, ceux présentant une anomalie cardiaque ou un trouble de la crase sanguine, chez qui l'application de matériau de scellement type *sealant* sur tous les sites cariosusceptibles en denture temporaire et permanente doit être effectuée.

Que penser de l'ouverture des sillons avant scellement ?

La question a été largement débattue. Les difficultés de diagnostic conduisent bien souvent à ouvrir de façon intempestive et mécanique les sillons (Terrier et coll., 2000 ; Primosch et Barr, 2001). Cette ouverture en éliminant la couche d'émail aprismatique à la surface de l'émail permettrait d'obtenir une meilleure adhésion et une meilleure étanchéité. Ces données ont été rapportées dans des études *in vitro*, mais aucune étude *in vivo* à moyen et long termes n'a permis de l'affirmer (Courson et Landru, 2003). De plus, il s'agit là d'un acte invasif, qui va à l'encontre du principe d'économie tissulaire (Lebon, 2010). L'ouverture de sillons trouve toutefois son indication quand l'infiltration carieuse est clairement définie ou lorsque le RCI est très élevé.

Que penser des scellements sur lésion débutante ?

Going et coll. en 1978 ont montré que peu de micro-organismes survivaient dans des lésions débutantes scellées et, qu'en tout cas, ils ne vivent pas suffisamment longtemps pour prolonger la destruction des dents concernées : les lésions actives au départ sont considérées comme inactivées après 5 ans. Handelsmann et coll. en 1987 ont indiqué eux qu'il n'y avait pas de progression clinique des lésions débutantes scellées après 2 ans (Handelsmann et coll., 1987).

La dénomination « sillons infiltrés » porte à confusion. En effet, les sillons colorés, dont l'aspect résulte des épisodes passés de déminéralisation/reminéralisation de l'émail, ne doivent pas être considérés comme pathologiques et doivent être différenciés des sillons cariés qui, eux, justifient une intervention plus invasive.

7.1.3. Choix du matériau selon l'isolation

Il est indispensable de travailler à l'abri des fluides oraux. Un travail à quatre mains avec des cotons salivaires, changés régulièrement et une aspiration efficace représente les conditions minimales requises. La pose de la digue est la solution la plus sûre en termes d'étanchéité. De nombreux types de digue sont à notre disposition : digue en latex ou en silicone, à feuilles prédécoupées ou en rouleau, à cadre intégré ou non ou encore à zone à perforer pré-indiquée (figures 31 à 33).

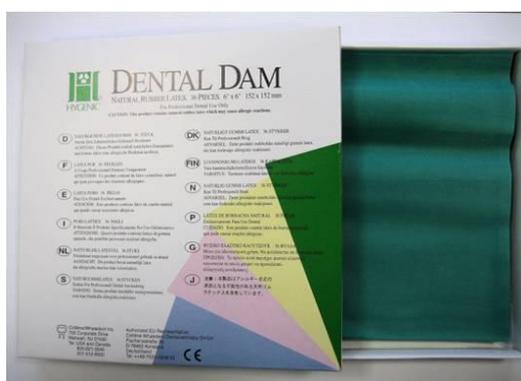


Figure 31 : digue Dental Dam® (Hygenic), digue en latex



Figure 32 : digue Flexi Dam non latex® (Roeko), digue en silicone



Figure 33 : digue Flexi-Dam Framed® (Hygenic), digue en silicone avec cadre intégré

L'efficacité du scellement de sillons est directement liée à l'adhésion étroite du matériau aux tissus dentaires, afin d'assurer une pérennité et une étanchéité suffisante. Avant de choisir la famille de matériau à utiliser, il faut toujours évaluer le niveau d'isolation de la dent (HAS, 2005).

- Si l'isolation est satisfaisante, on appliquera un matériau de scellement à base de résine fluide ou ultra-fluide.
- Si l'isolation est imparfaite, différentes possibilités s'offrent au praticien :
 - appliquer un matériau de scellement à base de verres ionomères (CVI ou CVIMAR), moins sensible aux conditions cliniques mais également moins rétentif que les matériaux à base de résine,
 - appliquer un vernis fluoré, cependant moins efficace que les verres ionomères et les résines,
 - ou bien différer le scellement et renforcer les autres mesures de prévention.

7.1.4. Scellement de sillons à l'aide de résines composites

Le scellement des puits et fissures peut se faire à l'aide de résine à base méthacrylate, de ciments verres ionomères ou bien de compomères. Ici est détaillé uniquement le scellement à base de résines ultra-fluides, qui est plus efficace en termes d'étanchéité et de rétention (Feigal, 2002).

7.1.4.1. Choix du composite

7.1.4.1.1. Rôle des charges

Il a été vu précédemment que les charges incluses dans les résines composites augmentaient les propriétés mécaniques de ces dernières mais augmentaient parallèlement la viscosité du matériau. On sait que la pénétration d'une résine dans un sillon est inversement proportionnelle à sa viscosité pour des raisons rhéologiques. Ce phénomène explique que la rétention soit supérieure avec un *sealant* non chargé, tel que le Clinpro™ Sealant® (3M ESPE) par rapport à un *sealant* chargé, tel que l'Helioseal® (Vivadent), par exemple. On considèrera une résine comme étant non chargée si sa proportion de particules inertes est inférieure à 10% (Lebon, 2010). Si une résine non chargée est plus favorable en termes d'écoulement et donc de pénétration dans les zones anfractueuses, elle présente en revanche des propriétés mécaniques faibles. Mais la mince couche de résine appliquée lors des scellements et surtout les zones anatomiques de mise en place permet de moins tenir compte des propriétés mécaniques relatives à la résistance à la compression notamment. De plus, en cas de sur-occlusion, un *sealant* non chargé s'abrasera en 24 à 48 heures, ce ne sera pas le cas avec un *sealant* chargé, rendant alors nécessaire l'ajustage occlusal, acte parfois complexe notamment chez un enfant peu compliant.

7.1.4.1.2. Rôle de la coloration

Les premiers *sealants* colorés sont apparus en France en 1977. Ils sont certes moins esthétiques et peuvent gêner l'examen des fissures scellées, mais ils sont plus faciles à placer et à surveiller. Le choix d'un matériau de scellement opaque permet un meilleur contrôle de la pérennité de sa mise en place. Certains matériaux appliqués changent de couleur lors de la photopolymérisation ce qui facilite le contrôle de l'obturation. C'est le cas du Clinpro™ Sealant (3M ESPE) (figure 34) que nous avons utilisé dans notre cas clinique ci-après. Ce dernier est rose à l'application puis prend une couleur blanc opaque après photopolymérisation.

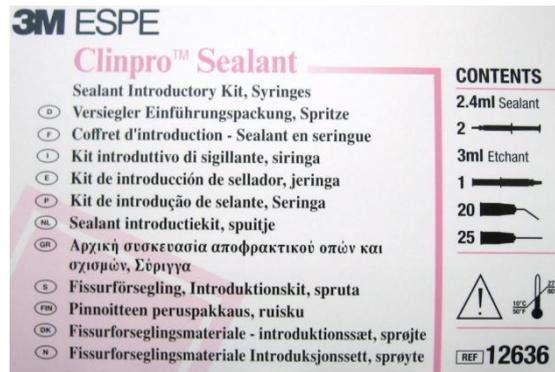


Figure 34 : coffret Clinpro™ Sealant® (3M ESPE)

7.1.4.2. Protocole opératoire

Chaque contact de l'émail mordancé avec un liquide (eau, salive, sang, fluide sulculaire) abaisse son énergie de surface et diminue la mouillabilité potentielle d'un fluide hydrophobe, d'où la nécessité de maintenir du début à la fin l'isolation de la dent. Il faudra veiller à ne pas oublier de sceller le sillon vestibulaire des molaires mandibulaires et le sillon palatin des molaires maxillaires. Les puits cingulaires des incisives sont également à ne pas négliger.

Le protocole opératoire est le suivant, illustré par un cas clinique, figures 35 à 39.

- L'isolation reste le facteur primordial de réussite, comme pour tout collage. On préférera la digue au simple travail à quatre mains, la digue offrant une étanchéité et un confort de travail indéniable (Ganss et coll., 1999). Elle offre une meilleure visibilité et permet de contrôler l'humidité liée à l'exhalaison du patient ainsi que de diminuer la contamination par les fluides oraux, les résines composites étant très sensibles à toute contamination hydrique tant du point de vue du collage que de la polymérisation (Courson et Landru, 2003). A défaut d'utiliser la digue, par exemple dans le cas d'une dent non complètement évoluée, un travail à quatre mains avec rouleaux salivaires et aspiration continue est fortement recommandé (Eidelman et coll., 1983 ; Lygidakis et coll., 1994).
- Le nettoyage de la surface à sceller est indispensable et doit se faire pendant une vingtaine de secondes à l'aide d'une brosette de préférence sans pâte afin d'éviter la pénétration de micrograins difficiles à éliminer ensuite des zones anfractueuses. Le nettoyage à l'aide d'un jet pulsé de bicarbonate de

sodium à 125µm avec un aéropolisseur s'avère également indiqué (Simonsen, 2002 ; Muller Bolla et coll., 2003).

- On préparera la surface amélaire en cas de sillons très colorés ou sujet à doute quant à la présence d'une lésion débutante, à l'aide d'une fraise spécifiquement dédiée à cette usage (fraise Komet boule 801 314 007 ou fissure 8392 314 016 ou fraise Bisico type Diatech 853-008-3,5ML). L'air-abrasion humide grâce à son jet pulsé d'alumine à 50µm permet également de préparer la dent. L'utilisation d'air-abrasion engendre impérativement l'utilisation d'une digue. Lorsque les sillons ont été préparés, selon la profondeur obtenue, on utilisera une résine ultra-fluide ou l'on préférera une obturation avec une résine composite fluide, précédée d'une phase de collage. En réalité, plus la préparation obtenue est large, plus on peut s'orienter vers des matériaux plus visqueux.
- Si l'utilité de l'adhésif avec les résines composites ultra-fluides n'est pas encore démontrée, le mordantage à l'acide orthophosphorique (entre 30 et 40%) est quant à lui incontournable que la dent ait été ou non préparée (Muller-Bolla et coll., 2003 ; Lupi-Pegurier et coll., 2004). Le temps de mordantage peut être différent selon qu'il s'agit de dents temporaires (15 secondes) ou permanentes (15 à 60 secondes). Il faut se fier aux instructions du fabricant car le temps de mordantage indiqué varie d'un produit à l'autre selon les concentrations. Les systèmes auto-mordançants peuvent être utilisés si l'émail a été préparé mais on sait que leur rétention sur l'émail est relativement faible en comparaison d'avec les systèmes mordantage et rinçage (Perdigao et coll., 1997 ; Pashley et Tay, 2001).
- Le rinçage est indispensable pour arrêter l'action de l'acide et supprimer les précipités qui se sont formés en surface. Il durera autant de temps que le temps d'application de l'acide.
- Le séchage doit être minutieux sans toutefois être excessif. L'émail mordancé prend alors un aspect blanc crayeux.
- Les matériaux de scellement les plus utilisés sont ceux à base de résine de viscosité fluide (émail préparé) ou ultra-fluide (émail non ou peu préparé). Après application du matériau sur la face à sceller, l'emploi d'une sonde ou

d'une micro-brosse permet son étalement homogène en veillant à ne pas inclure de bulles

- La photopolymérisation de l'obturation se fait pendant 20 à 40 secondes, selon le matériau et la lampe utilisés en veillant à bien recouvrir bien toute la zone concernée et en restant immobile. Elle pourra être complétée en vestibulaire et en palatin selon le cas.
- La rétention de l'obturation est vérifiée.
- L'absence de sur-occlusion est vérifiée à l'aide d'un papier à articuler de 8 à 25µm d'épaisseur au maximum ; toutes retouches sur le matériau devra ensuite être soigneusement polie.
- Des contrôles réguliers des scellements doivent être effectués afin de s'assurer de leur pérennité.

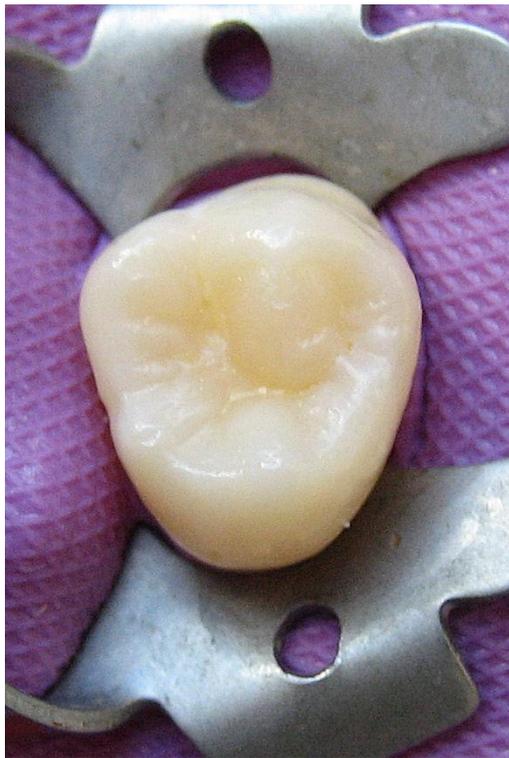


Figure 35 : face occlusale de molaire maxillaire aux sillons anfractueux

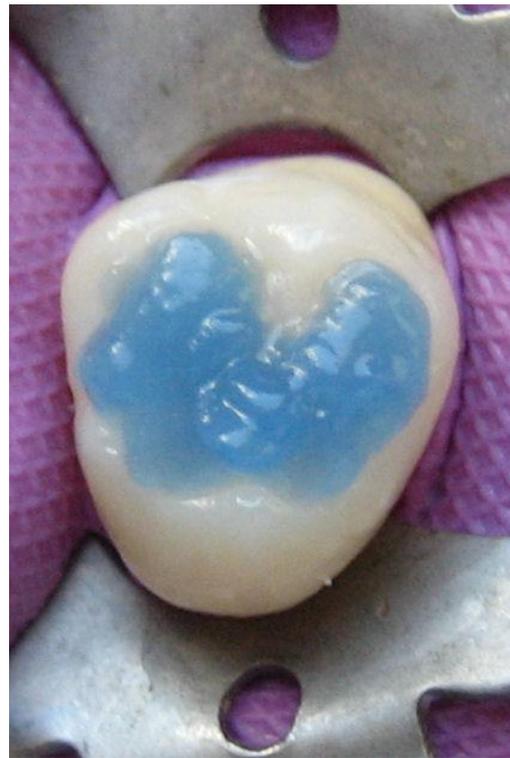


Figure 36 : mordançage à l'acide orthophosphorique à 34,5% (Vococid®, Voco) durant 30 secondes



Figure 37 : surface amélaire à l'aspect blanc-crayeux après mordançage, rinçage et séchage minutieux



Figure 38 : mise en place du composite Clinpro™ Sealant® ; on note sa couleur rose avant polymérisation



Figure 39 : surface occlusale après photopolymérisation du composite ; on note le changement de la couleur du matériau

7.1.4.3. Utilité du système adhésif

Les résultats concernant l'intérêt d'utiliser un système adhésif précédant la mise en place d'une résine de scellement sont discordants dans la littérature. Selon les études, l'adhésif augmente la pénétration du *sealant* en modifiant les conditions d'écoulement du produit, il améliore la rétention du matériau, notamment dans les sillons vestibulaires et palatins et il diminue la percolation bactérienne en favorisant l'étanchéité. L'emploi d'un système adhésif semble indispensable dès lors qu'il y a passage de fraise puisqu'on se rapproche alors du cas de l'obturation d'une cavité de faible profondeur. L'application d'un adhésif augmente indéniablement le coût et le temps de réalisation de l'acte, ce qui explique qu'il est bien souvent négligé. Par ailleurs, à l'heure actuelle, nous n'avons pas suffisamment de recul clinique pour affirmer de façon catégorique leur nécessité (Feigal, 2002 ; Simonsen, 2002 ; Courson et Landru, 2003 ; Domejan-Orliaguet et coll., 2003).

7.1.4.4. Importance du suivi et réévaluation

Le taux de rétention initial des obturations à l'aide de résines fluides et ultra-fluides est élevé, toutefois le taux de perte de résines de scellement des puits et fissures est estimé entre 5 à 10 % par an (Wendt et Koch, 1988 ; Romcke et coll., 1990). Il est donc indispensable d'instaurer un suivi, semestriel en cas de risque carieux faible, trimestriel en cas de risque élevé (Siegal, 1995 ; Policy statement on third-party reimbursement of costs related to dental sealants, 2001). Le scellement des sillons permet de diminuer le risque de carie, toutefois il ne l'élimine pas complètement. La réévaluation apparaît donc indispensable, autant pour le suivi que pour les éventuelles réparations, partielles ou totales, nécessaires à leur efficacité (Primosch et Barr, 2001 ; Houpt, 2002 ; Simonsen, 2002). Cependant, en France, l'Assurance Maladie ne prendra en charge qu'une application par dent (NGAP, 2008). Cette réévaluation est d'autant plus indispensable lorsque les scellements se font sur des lésions initiales. Ces scellements vont certes emprisonner des bactéries mais selon certains auteurs, ils pourraient arrêter la progression de la lésion en empêchant leur propagation (Mertz-Fairhurst et coll., 1986 ; Brodeur et coll., 1997 ; Mertz-Fairhurst et coll., 1998). Ils peuvent donc s'avérer très utiles mais demandent au praticien de l'expérience et aux patients de la rigueur dans ses visites de contrôle.

7.1.4.5. Conclusion sur le scellement des puits et fissures

La mise en place de matériaux de scellement des puits et fissures a pour objectif de prévenir ou d'arrêter le développement de lésions carieuses initiales, en formant une barrière physique étanche aux bactéries cariogènes. Avec un suivi régulier, on obtient un taux de succès des scellements de 60 à 80% après 15 à 20 ans (Wendt et Koch, 1988 ; Wendt et coll., 2001 ; Feigal, 2002). Les scellements préventifs sont sous-utilisés en France à l'heure actuelle. Santé publique, économie de santé et rentabilité des actes sont des paramètres parfois difficiles à faire concorder. Les recommandations officielles de la HAS et les recommandations de la SFOP sont là pour guider nos choix thérapeutiques. Le scellement des puits et fissures doit faire partie intégrante de notre arsenal préventif au même titre que l'hygiène bucco-dentaire et alimentaire ainsi que l'utilisation raisonnée des fluorures.

7.2. Obturation des cavités occlusales de faible profondeur

7.2.1. Généralités

Les cavités de faible profondeur et de faible étendue autorisent l'emploi de résines composites fluides, dans la mesure où les contraintes mécaniques sont considérablement réduites dans un petit volume. Le plus faible taux de charges n'est ainsi pas dommageable. Diverses techniques sont à disposition pour éliminer les tissus carieux en réalisant des mini-cavités (Ericson, 2003 ; Decup et coll., 2006). La préparation peut en effet être :

- rotative (à l'aide de micro-fraises),
- cinétique (par air-abrasion),
- vibratoire (par sono-abrasion et ultrasono-abrasion),
- phono-abrasive (à l'aide de lasers).

Afin d'optimiser le collage, la réalisation d'un biseau ou léger congé amélaire est préconisée car celui-ci permet d'augmenter la surface d'émail. Recouvrir l'obturation par un composite ultra-fluide permet d'augmenter l'étanchéité de la restauration, et de protéger simultanément préventivement l'ensemble des sillons.

7.2.2. Protocole opératoire

Le protocole opératoire concernant l'obturation de ce type de lésion est assez proche de celui décrit précédemment pour le scellement des puits et fissures. Un cas clinique destiné à en rappeler brièvement les étapes et à en illustrer l'ensemble est présenté figures 40 à 46.

- Isolation du site opératoire à l'aide d'une digue ou à défaut par une aspiration constante et l'utilisation de cotons salivaires.

- Eviction carieuse et réalisation de mini-cavités occlusales avec la technique choisie selon le cas et le matériel à disposition.

- Réalisation d'un léger congé périphérique.

- Réalisation du conditionnement tissulaire : utilisation d'un SAM ou d'un M&R
- Application de la résine composite fluide, il est nécessaire de lui laisser le temps de correctement fluier.
- Photopolymérisation durant 20 à 40 secondes selon les instructions du fabricant et la lampe utilisée.
- Apposition éventuelle en plusieurs couches, photopolymérisation entre chaque incrément.
- Adjonction éventuelle d'une couche de résine composite ultra-fluide pour recouvrir l'ensemble. Dans ce cas, le mordantage initial de l'ensemble des sillons est nécessaire.
- Photopolymérisation de la résine composite ultra-fluide.
- Vérification de l'occlusion.
- L'absence de sur-occlusion est vérifiée à l'aide d'un papier à articuler de 8 à 25µm d'épaisseur au maximum ; toute retouche sur le matériau devra ensuite être soigneusement polie.

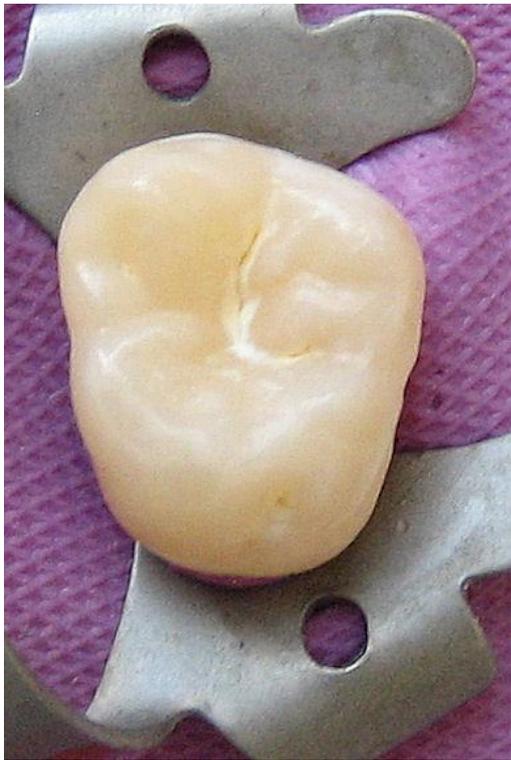


Figure 40 : carie de sillon d'une molaire maxillaire



Figure 41 : cavité de carie réalisée à l'aide de fraises diamantées



Figure 42 : mordantage à l'acide orthophosphorique à 34,5% (Vococid®, Voco) de la cavité et de l'ensemble des sillons



Figure 43 : application de l'adhésif M&R2 (Adper ScotchBond XP®, 3M ESPE) à l'aide d'une microbrosse

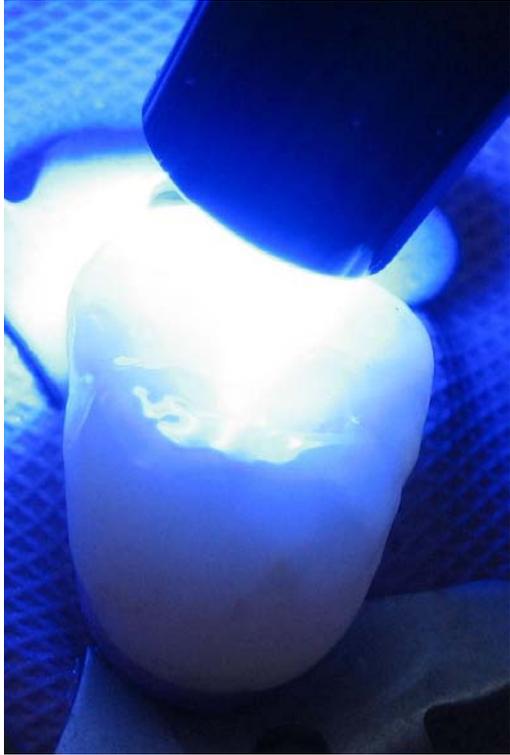


Figure 44 : photopolymérisation de la couche d'adhésif



Figure 45 : application de la couche de résine composite fluide GrandioFlow®, Voco qui sera photopolymérisée

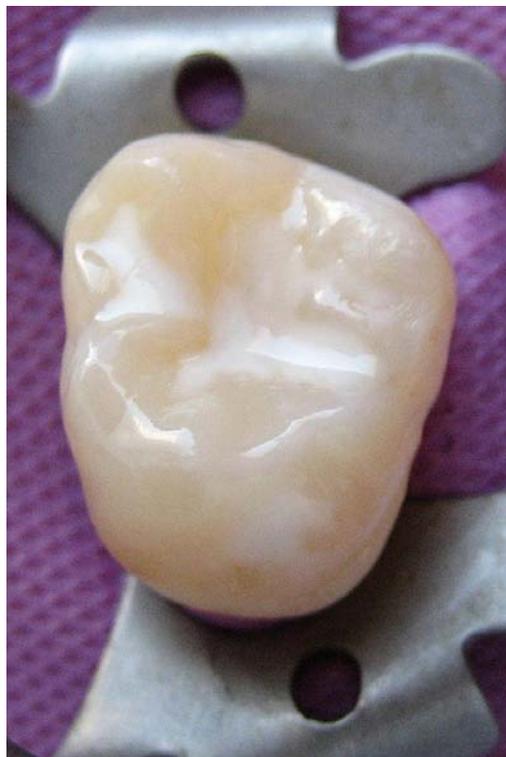


Figure 46 : application de la couche de résine composite ultra-fluide GrandioSeal®, Voco, recouvrant l'obturation et l'ensemble des sillons avant photopolymérisation finale

7.3. Lésions cervicales

On trouve au niveau cervical des lésions qui pourront être carieuses ou non et qui du fait de la spécificité du site 3 requièrent une attitude thérapeutique particulièrement rigoureuse. Des résines composites fluides, du fait de leurs propriétés rhéologiques et de leur capacité à s'étaler dans une cavité, sont indiquées dans le traitement restaurateur en site cervical.

7.3.1. Particularités locales, histologiques et environnementales

Le site 3 présente des particularités tissulaires : l'émail s'amincit progressivement en se rapprochant de la jonction amélo-cémentaire pour s'achever en biseau, la proportion d'émail aprismatique augmente, les prismes sont de ce fait réduits et plus fragiles (Gaspersic, 1995). Le ciment, lui, est faiblement minéralisé et donc d'une relative fragilité et d'une grande perméabilité. Il arrive parfois que la jonction amélo-cémentaire soit discontinue et laisse apparaître de la dentine, dont l'orientation des tubulis est particulière en ce site : les canalicules sont obliques par rapport à la surface de la zone cervicale. Cet ensemble de spécificités favorise l'étalement des lésions surtout carieuses par infiltration de toxines bactériennes le long des canalicules. En plus des particularités histologiques qu'elle présente, cette zone a une aptitude particulière à la rétention de plaque. Il s'agit en effet d'une zone concave, vulnérable, située entre la proéminence de la gencive marginale et le bombé des faces axiales dentaires. Cette configuration limite l'efficacité de l'auto-nettoyage par les lèvres et la langue. La plaque va donc persister chez les patients ayant une hygiène déficiente. A ces problèmes vient se sur-ajouter le phénomène d'évolution du collet clinique tout au long de la vie. On trouve ainsi chez le sujet jeune à risque carieux élevé des caries strictement coronaires à évolution rapide alors que l'âge, la maladie parodontale ou un brossage traumatique vont exposer le ciment plus perméable en bouche et provoquer des atteintes rapides de la dentine radiculaire (Ferjerskov et Nyvad, 1993).

7.3.2. Lésions d'origine carieuse

7.3.2.1. Etiopathogénie

Si le site 3 présente des particularités locales et histologiques, les lésions carieuses, elles, n'y sont pas spécifiques.

Les différentes populations bactériennes mises en cause dans le développement de lésions carieuses en site 3 sont essentiellement :

- les streptocoques, notamment *S. Mutans* (permettant la mise en place d'une plaque très adhérente et très cariogène), *S. Sanguis* et *S. Salivarius*, impliqués dans l'initiation de la carie (Keltjens et coll., 1987),
- les lactobacilles, impliqués dans la formation de la cavité (Bowden et coll., 1990),
- les actinomyces *Naeslundii* et *Viscosus*, impliqués dans la carie radiculaire de la personne âgée (Schubach et coll., 1995).

Les bactéries les plus impliquées sont les streptocoques *Mutans* et les lactobacilles (Ravald et coll., 1993 ; Ravald, 1994), ce sont donc, très classiquement, nos principales cibles. La moindre minéralisation des tissus en site cervical n'y empêche pas la balance déminéralisation/reminéralisation classiquement décrite. La salive peut contrebalancer l'attaque acide provoquée par le métabolisme bactérien en favorisant la reminéralisation. En cas de persistance de la flore pathogène, le pouvoir tampon de la salive est débordé, il y a alors déminéralisation du site. Les caries radiculaires sont fréquentes et rapides. En effet, d'un point de vue histopathologique, à la différence de l'émail, la déminéralisation ramollit la surface cémentaire et les bactéries peuvent pénétrer très tôt le ciment et s'infiltrer rapidement dans la dentine dès les stades initiaux de développement de la lésion (Kidd et Fejerskov, 2004).

7.3.2.2. Type de lésion

Le diagnostic de ces lésions est aisé car il peut se faire de façon directe, visuelle et tactile. On ne prescrira pas d'examen radiographique dans ce but, toutefois il ne faudra pas le négliger pour visualiser des lésions radiculaires proximales éventuelles.

La difficulté réside dans la différenciation entre une lésion carieuse active et non active. Les lésions cervicales carieuses actives sont décrites dans la phase initiale

comme présentant une couleur jaunâtre ou blanc crayeux ainsi que des bords d'émail irréguliers. La dentine est ramollie en fond de cavité. On y trouve la plupart du temps de la plaque. Les lésions cervicales carieuses inactives, elles, ont leur fond de cavité constitué de dentine réactionnelle dure, brillante et lisse. Ces lésions sont le plus souvent asymptomatiques. Du fait de la balance déminéralisation/reminéralisation, le passage d'un type de lésion à l'autre est possible.

7.3.2.3. Traitement étiologique

Selon les principes actuels d'économie tissulaire, les traitements préventifs non-invasifs prévalent en première intention, tout particulièrement dans le cas de lésions actives débutantes.

On cherche à évaluer et à contrôler les différents facteurs de risque du patient. L'enseignement de techniques d'hygiène bucco-dentaires non iatrogènes est prodigué ou simplement complété et adapté éventuellement selon les besoins (personnes âgées, handicapés, parodontopathies...). Des conseils alimentaires et diététiques, tout particulièrement chez l'adolescent et la personne âgée sont délivrés (Miller et coll., 2000). L'aspect environnemental exceptionnel comme par exemple l'environnement sucré du pâtissier ou acide du nageur est à prendre en compte (Ferjerskov et Nyvad, 1993). L'âge, avec trois périodes potentiellement critiques, à savoir l'enfance (polycaries), l'adolescence (grignotage, boissons sucrées) et l'âge adulte mûr (atteinte parodontale) oriente la décision thérapeutique (Tencate, 2001). L'évaluation du débit salivaire s'avère importante puisqu'une diminution de sécrétion (liée à l'âge, à des prises médicamenteuses ou à certaines pathologies générales) favorise le développement de caries radiculaires (Erickson, 1997). On cherche donc à stimuler la sécrétion par divers moyens (gommes à mâcher, substituts, hydratation...).

7.3.2.4. Traitement chimique

La reminéralisation des lésions n'est possible que sur des lésions de stade 0 et 1 et ne sera à envisager qu'en cas de RCI faible. Tant que la dentine n'est pas infectée en profondeur, on peut envisager un traitement non chirurgical des lésions.

Pour cela, il faut désorganiser la flore en procédant de la manière suivante :

- nettoyer rigoureusement les surfaces à l'aide de brosse douce montée sur contre-angle et de pâte à polir fluorée afin d'obtenir des surfaces nettes et lisses (Axelsson, 1993),
- application d'un vernis à la chlorhexidine (tel que le Cervitec® ou la Chlorzoin®) sur la lésion nettoyée, polie et séchée, avec un pinceau ou une microbrosse durant une minute, la dent devant être isolée avec un coton salivaire.

Au quotidien, on recommande un brossage avec un dentifrice fluoré et on appliquera tous les 2 à 3 mois, en intervalle avec le vernis à la chlorhexidine, un vernis fluoré (tel que le Fluor Protector® ou le Duraphat®). Un apport régulier de fluorures par voie topique permet en effet la formation de cristaux plus résistants à la déminéralisation (Tencate, 2001).

7.3.2.5. Traitement restaurateur

7.3.2.5.1. Choix des matériaux

Il faudra envisager si nécessaire l'obturation des lésions carieuses cavitaires à la suite ou parallèlement aux traitements étiologique ou chimique. L'approche thérapeutique *a minima* qui prévaut de nos jours, fait appel à des matériaux adhérents, biocompatibles, cliniquement aisément manipulables et esthétiques. Pour le site cervical, en réponse à ces exigences, l'utilisation de CVI/CVIMAR ou de résines composites fluides est privilégiée. La situation et la topographie de la lésion, son extension, la difficulté d'accès et l'environnement oral guident le praticien dans le choix de matériau. Un matériau ne peut être en effet réellement efficace que si le protocole opératoire qui s'y rattache est rigoureusement respecté.

Il ne faut pas éliminer l'amalgame de notre arsenal thérapeutique car il garde des avantages notamment chez des patients à risque carieux très élevé. Toutefois, en site 3, il nécessite des préparations mutilantes afin d'assurer sa rétention et pose des problèmes esthétiques.

Les CVI/CVIMAR sont des matériaux bioactifs adaptés au milieu carieux sensible (Forsten, 1994). Ils sont à la fois moins affectés en situation opératoire difficile et moins « praticien-dépendant » que les résines composites. L'utilisation de CVIMAR est préférée aux CVI conventionnels et aux CVI renforcés. L'adjonction de monomères de résine aux verres ionomères autorisant l'obtention d'une matrice ionique et d'une matrice résineuse imbriquées permet d'améliorer les propriétés mécaniques, les propriétés optiques, l'état de surface et de diminuer la solubilité en milieu hydrique.

Les résines composites, et plus précisément les composites micro-hybrides, dès lors qu'il y a impératif esthétique, deviennent le matériau de choix. Nous ne détaillerons ici que le protocole opératoire à l'aide de ce dernier. La difficulté principale se trouve être dans le respect des conditions optimales de mise en place afin d'obtenir un collage de bonne facture (isolation/adhésif/retrait de polymérisation).

7.3.2.5.2. Choix du type de composite

Les composites fluides trouvent, pour les cavités de site 3, une bonne indication. Ils sont en effet faciles à mettre en place du fait de leur conditionnement en seringue et ont une très bonne capacité d'étalement en nappe, permettant une obturation homogène de la cavité. Toutefois, pour des cavités profondes, des composites à visée esthétique, de moyenne viscosité, sont à l'heure actuelle largement diffusés par les fabricants, qui proposent d'appliquer par stratification simple, une couche de composite de teinte saturée (« teinte dentine ») puis une couche plus translucide (« teinte émail »). Il n'en reste pas moins vrai que l'utilisation de résines composites fluides est actuellement privilégiée pour la restauration des cavités de site 3.

7.3.2.5.3. Protocole opératoire pour les restaurations à l'aide de résines composites fluides

- Le curetage du tissu carieux est effectué *a minima* en éliminant uniquement la dentine infectée (Mount, 1994). La dentine affectée n'est curetée que très partiellement, pour atténuer, si nécessaire, une coloration trop marquée qu'il serait difficile de masquer par la restauration.
- Lorsque les limites externes de la cavité sont dans l'émail, on réalise un biseau, large et sans ligne de finition brusque à visée esthétique afin de permettre une bonne transition lumineuse entre le matériau et la dent. En revanche, si la limite est cémentaire, une finition franche est requise pour permettre un meilleur collage et un meilleur contrôle de la restauration.
- Le champ opératoire doit être isolé, ce qui s'avère parfois complexe. Deux objectifs sont à atteindre : dégager les limites de la cavité et isoler le site de toute contamination par les fluides oraux. Idéalement, on optera pour la digue

comme moyen d'isolation lorsque la pose de celle-ci est réalisable. Les crampons incisifs permettent en général un dégagement de la lésion en effectuant une légère rétraction gingivale. Pour les secteurs postérieurs, une ligature au collet avec un fil dentaire peut forcer la digue à rester sous la limite la plus cervicale. En l'absence de possibilité de pose correcte de digue, d'autres moyens sont à disposition tels que la mise en place d'un cordonnet rétracteur, éventuellement imprégné d'un produit hémostatique, qui provoque un refoulement de la gencive pour atteindre la lésion. Des cotons salivaires et une aspiration permanente sont à associer impérativement dans ce cas. Enfin, si le parodonte nous le permet, on peut avoir recours à une gingivoplastie au bistouri électrique pour les lésions très infragingivales (Lasfargues et Nebot, 1991).

- Selon la situation clinique, l'utilisation d'un système adhésif avec mordançage et rinçage ou d'un auto-mordançant est décidée. Quelque soit le système choisi, l'adhésif est toujours appliqué et frotté consciencieusement sur les surfaces à coller puis étalé à la soufflette et enfin polymérisé.
- Le composite fluide seul ou en liner en association à un composite micro-chargé ou micro-hybride est appliqué. La première couche de résine composite fluide ne dépasse pas 1mm d'épaisseur. Le nombre d'incrémentes dépend ensuite du volume de la cavité à obturer, la photopolymérisation entre chaque incrément est requise.
- Lorsque l'obturation est terminée, les excès sont éliminés à l'aide de fraises flammées de granulométrie décroissante : bagues rouge, jaune et blanche. Le poli soigneux de la restauration est indispensable pour assurer sa durée dans le temps. Une éventuelle rétention de plaque aux marges de la restauration contrarie grandement sa pérennité. L'étanchéité marginale de la restauration peut être renforcée par l'application, après un mordançage de 5secondes, d'une résine de scellement de surface (Fortify®, Glaze®). Certains auteurs préconisent également après un bref mordançage de recouvrir l'obturation à l'aide d'un adhésif : on parle alors de *rebonding*.

7.3.2.5.4. Réévaluation – Limites

Les récurrences de caries sont fréquentes au niveau de ce site. Cela peut s'expliquer par les tissus substrats de collage (notamment le ciment ou la dentine sclérotique), par l'environnement particulier proche du parodonte, potentiellement fragilisé par les détartrages et nettoyages, ainsi que par les agressions bactériennes lorsque la plaque est persistante. Du fait de leur pathogénie spécifique, de leur extrême sensibilité à l'environnement buccal, ainsi que de la mise en jeu de plusieurs types de tissus durs (émail, dentine et ciment), la prise en charge des lésions carieuses de site 3 doit être adaptée et suivre une démarche clinique réfléchie : gestion du RCI, traitements non chirurgicaux puis et seulement si nécessaire traitements restaurateurs avec des matériaux adaptés à la situation clinique (Decup et Miller, 2001).

7.3.3. Lésions d'origine non carieuse

On trouve dans la littérature de nombreux termes pour définir ces lésions.

Les lésions cervicales d'origine non carieuse sont des usures dentaires pathologiques situées dans le tiers cervical. Elles résultent d'une destruction progressive des tissus durs à partir de la surface dentaire, altérant les formes anatomiques (Imfeld, 1996 ; Kaleka et coll., 2001).

Le terme de mylolyse a été très longtemps employé mais il n'est ni spécifique du site ni du type de lésion. Celui de lésions cervicales non carieuses est accepté internationalement. Enfin, les termes d'usures dentaires cervicales ou lésions cervicales d'usure (LCU) sont tout à fait acceptés et définissent intuitivement le mécanisme fondamental de destruction des surfaces dentaires.

7.3.3.1. Phénomènes mis en jeu

A la différence des zones d'usures physiologiques résultant de contacts dento-dentaires (phénomène d'attrition), les causes possibles des lésions cervicales d'usure sont nombreuses et plus difficiles à appréhender. Lorsque l'usure constatée dépasse la norme définie par le vieillissement de l'individu, on considère qu'elle est pathologique (Smith et Knight, 1984). Se pose alors la question des causes et des mécanismes impliqués. Trois phénomènes sont décrits : l'abrasion, l'érosion et la fragmentation.

7.3.3.1.1. L'abrasion

L'abrasion est l'usure mécanique des dents par contacts répétés avec des corps étrangers, aliments ou autres. L'abrasion globale est due à un frottement des parties molles et des aliments sur les dents. L'abrasion focale, quant à elle, est due à un usage inadapté de la brosse à dents et du dentifrice.

La fréquence des brossages, le mouvement horizontal et l'âge sont des facteurs prépondérants (bien plus que le potentiel abrasif du dentifrice). La déflexion des brins de la brosse vers le sulcus engendre un effet de scie sur la gencive et la jonction amélo-cémentaire. Une fois initiée, la perte de substance induit une morphologie favorable à une plus forte déflexion des brins de la brosse et favorise l'aggravation du processus (Echeverria, 1998).

7.3.3.1.2. L'érosion

L'érosion correspond à l'usure des dents par dissolution acide et/ou chélation progressive, phénomène qui ne fait pas intervenir la plaque bactérienne. L'érosion est souvent liée à l'abrasion. L'exposition répétée à des attaques acides excessives provoque un dépassement des capacités réparatrices et/ou compensatrices du système gérant l'équilibre homéostatique du contenu minéral des dents à l'interface du milieu buccal (Meurman et Ten Cate, 1996 ; Zero et Lussi, 2000).

L'acidité de la cavité buccale peut avoir deux origines :

- une origine extrinsèque par l'alimentation (boissons gazeuses et sucrées, vin, citron...) (Nunn , 2000 ; Zero et Lussi, 2000), par certains médicaments (acide ascorbique en tablettes, salbutamol en inhalateur...) (Zero et Lussi, 2000), par des environnements particuliers (le chlore des nageurs, les vapeurs sucrés des pâtisseries par exemple) (Imfeld, 1996) ; la salive et plus précisément son débit, son pH et donc son pouvoir tampon sont également d'une importance fondamentale (Meurman et Ten Cate, 1996 ; Zero, 1996),
- une origine intrinsèque, la source est alors le contenu acide de l'estomac qui remonte dans la cavité buccale (Meurman et coll., 1994) pour diverses raisons telles que des vomissements (boulimie, anorexie, affections médicales chroniques) ou des reflux gastro-oesophagiens (Scheutzel, 1996 ; Gregory-Head et coll., 2000 ; Woodmansey, 2000 ; Zero et Lussi, 2000).

On pourra noter l'initiative du Royal College of Surgeon of England qui propose depuis peu, sur son site internet, des recommandations cliniques nationales sur l'érosion dentaire (O'Sullivan et Milosevic, 2007 ; Milosevic et O'Sullivan, 2008).

7.3.3.1.3. La fragmentation

La fragmentation est caractérisée par des disjonctions entre les prismes sous la surface de l'émail induites par des contraintes de traction et de compression d'origine occlusale. C'est le phénomène de fatigue qui initierait la fragmentation d'après cette théorie de flexion dentaire (Lee et Eakle, 1984). Même si cette théorie de la fragmentation n'est pas universellement acceptée, ce mécanisme existe incontestablement et il est en général associé aux mécanismes d'abrasion et/ou d'érosion (Lee et Eakle, 1984 ; Grippo, 1991).

7.3.3.2. Type de lésion

Les types morphologiques, la situation et la répartition des LCU vont orienter le diagnostic vers une cause exclusive ou vers une cause principale accompagnée de causes aggravantes.

On distingue quatre types de lésions.

- Les lésions initiales : elles sont difficiles à observer, on peut distinguer un changement au niveau de l'émail qui devient brillant et lisse, hypersensible au passage de la sonde. Les altérations morphologiques gingivales, telles que fissure de Stillman ou bourrelet de Mc Call, sont également des indices annonciateurs.
- Les lésions établies en cuvette : elles sont plus larges que profondes au niveau du bombé et sont souvent le résultat du cumul entre facteur érosif et facteur abrasif. Des lésions au niveau des faces vestibulaires des incisives orientent volontiers le diagnostic vers une acidité d'origine extrinsèque tandis que des lésions palatines signent plutôt une origine intrinsèque.
- Les lésions établies en encoche : elles sont plus profondes que larges, les bords sont abrupts. Elles sont principalement liées à une abrasion par broyage focalisé au niveau de la jonction amélo-cémentaire.
- Les lésions établies atypiques : ici, plusieurs étiologies se cumulent et s'associent à des facteurs modulateurs notamment la morphologie des dents et des arcades, la salive, le type de gencive...

7.3.3.3. Traitement initial – Modification des différents facteurs aggravants

Le traitement de ces lésions débute obligatoirement par une prévention individuelle des facteurs de risque.

Ainsi, on cherche :

- à modifier les facteurs d'abrasion (brosse douce, de bonne qualité, technique du rouleau pour brossage atraumatique...),
- à modifier les facteurs d'érosion (bilan alimentaire, gérer les problèmes de reflux-gastro-oesophagien ou vomissements...),
- à modifier le facteur salivaire, la salive étant l'agent protecteur le plus efficace contre l'acidité et les agents abrasifs (chewing-gum, Sulfarlem S25®, Artisial®...),
- et/ou à modifier le facteur occlusal, en restant toutefois très prudent.

7.3.3.4. Traitement restaurateur

7.3.3.4.1. Evaluation de la nécessité de restaurer

La nécessité de restaurer ou non des lésions cervicales d'usure dépend de différents paramètres cliniques :

- la présence ou non de symptômes d'hyperesthésie dentinaire,
- l'importance de la perte de substance et sa forme,
- les risques encourus pour la pulpe et la résistance résiduelle de la dent,
- le pronostic incluant l'aptitude du patient à modifier ses comportements (hygiène et alimentation),
- la demande esthétique du patient.

7.3.3.4.2. Choix des matériaux

Pour ce type de restauration, nous avons le choix entre deux matériaux.

- Les CVIMAR permettent d'obtenir de bons résultats au vu de leur relative facilité d'application.
- Les résines composites sont à privilégier en cas de besoin esthétique. Les composites fluides, de par leur relative élasticité, semblent être le matériau de choix.

Comme nous l'avons évoqué précédemment, les composites fluides, du fait de leur composition se rétractent davantage que les composites de viscosité supérieure. C'est pour cela que certains auteurs préconisent de combiner les composites fluides à des composites micro-chargés ou micro-hybrides de viscosité moyenne. La problématique de l'utilisation de composites fluides en technique sandwich ouverte ou fermée, associés à des composites micro-chargés ou micro-hybrides de viscosité moyenne demeure car aucune information sérieuse n'est à notre disposition sur l'épaisseur, le module d'élasticité et le mode de photopolymérisation idéaux des trois matériaux intervenant dans l'obturation, à savoir l'adhésif, le composite fluide et le composite de viscosité moyenne. Le stress de contraction est corrélé aux modules d'élasticité du matériau ; théoriquement, les composites micro-hybrides à haut module d'élasticité, plus résistants semblent moins performants en termes d'étanchéité immédiate, et l'inverse se produit pour les composites à faible module d'élasticité. Le meilleur compromis serait un composite hybride à fines particules ayant un module d'élasticité de 10 GPa (Unterbrink et Liebenberg, 1999 ; Tassery et coll., 2001).

En fonction de l'étiologie, le matériau de restauration choisi se doit d'être résistant à l'abrasion et/ou aux attaques acides. D'après Yip et coll., les CVI et même les CVIMAR ne semblent pas répondre à ces exigences (Yip et coll., 1999). En revanche, les résines composites fluides semblent avoir ces qualités et offrent également un résultat esthétique satisfaisant (Colon et Lecorre, 2005).

7.3.3.4.3. Choix du système adhésif

Les surfaces de collage sont complexes, variables topographiquement et un choix doit être fait parmi tous les systèmes à la disposition des praticiens. Le but est de trouver un système adhésif efficace sur des dentines remaniées. Les adhésifs de type M&R3 présentent l'avantage de dissocier les étapes de conditionnement des interfaces amélo-dentinaires, assurant à chaque composant un temps d'action suffisant. Ces systèmes ne sont nullement obsolètes. Les systèmes M&R2 peuvent

s'avérer également ici tout à fait indiqués, même si le principe du *wet bonding* est relativement « opérateur-dépendant ».

L'épaisseur adéquate du système adhésif reste un sujet d'incertitude. On sait que la couche inhibée par l'oxygène a une épaisseur de l'ordre de 10µm, épaisseur en deçà de laquelle aucune adhésion ne semble possible. Dans différentes études, utilisant des modèles applicables aux LCU, certains auteurs recommandent de multiplier les couches d'adhésif afin d'obtenir une surface d'adhésion plus élastique et donc plus à même d'absorber le stress de contraction (Perdigao et coll., 1996) et de le réduire de 38% pour une épaisseur d'adhésif de 80µm (Rees et coll., 1999). Le problème est que, surtout avec des adhésifs dits hydrophiles et sur des dentines remaniées, la valeur du stress absorbé par une couche d'adhésif de 10µm est difficilement quantifiable (Unterbrink et Liebenberg, 1999). Par ailleurs, ces épaisseurs sont cliniquement incontrôlables, elles peuvent par ailleurs nuire à la valeur critique de l'adhésion (Woronko et coll., 1996) et interférer avec le diagnostic radiologique de récurrences de caries (Unterbrink et Liebenberg, 1999).

Les adhésifs auto-mordants récents présentent l'avantage de réaliser en un seul temps le conditionnement (acide et *primer*). Aucun rinçage n'est alors nécessaire, la gestion de l'humidité étant un point crucial et complexe, ces systèmes auto-mordants peuvent s'avérer utiles. Les nouveaux systèmes adhésifs tout-en-un, incorporant directement l'acide, le *primer* et l'adhésif sur des brossettes ou des éponges d'application, vont dans le sens de la simplification ultime de la phase de collage. Toutefois, leur efficacité sur des dentines remaniées reste à vérifier.

Un autre aspect est à prendre en considération, celui de l'intérêt d'utiliser des adhésifs chargés. Des auteurs (Swift et coll., 1996) ont montré la réduction des infiltrations (*nanoleakage*) aux interfaces en appliquant des adhésifs chargés, permettant par la même occasion d'augmenter l'épaisseur de la couche d'adhésif. Il ne faut toutefois pas oublier que, à contrario, le module d'élasticité, donc la rigidité de la couche d'adhésif, est majoré par ces charges (Kuroe et coll., 2000), la notion de couche élastique est dans ce cas plus discutable.

7.3.3.4.4. Protocole opératoire pour les restaurations à l'aide de résines composites fluides

Dans l'éventualité de lésions débutantes, prenant l'aspect d'une petite encoche, strictement limitées à l'émail, la restauration est réalisée sans préparation mécanique des tissus.

Lorsqu'elles sont plus avancées, les LCU présentent un fond de cavité de dentine réactionnelle sclérotique, ce qui n'est pas sans influence sur la qualité du collage

obtenu (Van Meerbeek et coll., 1994 ; Yoshiyama et coll., 1996 ; Prati et coll., 1999 ; Tay et coll., 2000). Il faut bien garder à l'esprit que l'oblitération partielle ou totale des canalicules réduit le potentiel d'adhésion de 20 à 45% du fait de :

- la diminution de l'épaisseur de la couche hybride (due à la présence d'une couche hyperminéralisée de 2µm d'épaisseur sous la couche de surface minéralisée incluant des « fantômes » de bactéries),
- la diminution du nombre de digitations de la couche hybride,
- et des modifications structurelles du treillis collagénique.

Il peut être nécessaire d'éliminer une couche de dentine superficielle à la fraise boule diamantée de petit diamètre, aux ultrasons ou bien à l'aide d'un insert sonique en forme de demi-rond (sono-abrasion avec insert Microsys de Sonicsys®).

Il est très important de ne pas léser la gencive marginale. Un biseau amélaire permettra d'augmenter la surface de collage. Les procédures suivantes restent identiques à celles décrites pour la restauration des lésions carieuses.

Dans le cas des LCU, la technique de photopolymérisation limitant au mieux les contraintes à l'interface composite/tissus dentaires n'est pas clairement déterminée. L'utilisation des modes de photopolymérisation progressifs, soit par paliers, soit exponentielle, soit pulsée, pourrait permettre, contrairement à une photopolymérisation brutale (Mehl et coll., 1997 ; Tassery et Dejou, 2001), de diminuer les contraintes aux différentes interfaces. L'utilisation de ces différents modes reste soumise à discussion dans la littérature et différentes études tendent à montrer leur relative faible intérêt (Brackett et coll., 2002 ; Mortier et coll., 2009). Le polissage, comme dans le cas des restaurations de lésions carieuses, est fondamental pour les mêmes raisons et ne doit surtout pas être négligé.

7.3.3.4.5. Réévaluation – Limites

Avant toute restauration, un délai d'observation est nécessaire pour évaluer les capacités du patient à changer ses habitudes alimentaires et/ou hygiéniques. La spécificité de ce site lésionnel impose les mêmes précautions que pour les lésions d'origine carieuse, évoquées précédemment.

7.3.4. L'hyperesthésie dentinaire cervicale

7.3.4.1. Généralités

L'hyperesthésie dentinaire cervicale (HDC) est un syndrome douloureux initié au niveau des collets des dents dites « sensibles » en liaison avec l'exposition de la dentine cervicale dans le milieu buccal. L'exposition dentinaire peut résulter d'une perte d'émail au cours de processus incluant l'érosion, l'attrition ou l'abrasion, ou d'une dénudation de la surface radiculaire due à une récession gingivale ou à un traitement parodontal (Vreven et Van Nieuwenhuysen, 1996).

Elle se manifeste en réponse à :

- une stimulation mécanique (brosse à dents, ongles),
- une stimulation thermique (aliments, chaud ou froid, air),
- une stimulation chimique (acide),
- ou une stimulation osmotique (sucre).

Une douleur vive caractéristique survient alors.

D'après les études épidémiologiques, la prévalence de l'HDC dans la population adulte oscille entre 10 et 20% (Hefti et Stone, 2000) et touche davantage les femmes. Même si l'exposition dentinaire augmente avec l'âge, ce sont les adultes entre 20 et 40 ans qui sont les plus touchés (Flynn et coll., 1985). Les chiffres diffèrent un peu dès lors que l'on étudie une population suivie pour maladie parodontale, avec un pic situé vers 50 ans et aucune distinction de sexe (Addy et coll., 2000).

7.3.4.2. Mécanismes – Différentes théories

Différentes théories participent à l'explication du phénomène d'HDC.

La théorie hydrodynamique de Brännström est la plus vraisemblable et la plus acceptée (Brännström, 1963). On sait que les odontoblastes et les fibres nerveuses sont contigües au niveau de la limite pulpo-dentinaire. Les stimuli thermiques, le fraisage (vibration, pression, déshydratation), les variations osmotiques sont à l'origine de mouvements des liquides intersticiels intracanalaires. Ces mouvements stimuleraient les fibres A δ qui seraient déplacées, étirées ou comprimées par le flux intracanalinaire (Brännström et Aström, 1972).

Il n'est pas exclu que les irritants externes appliqués sur le tissu dentinaire activent les terminaisons nerveuses périphériques sensibles avec en retour, une libération de neuropeptides (substance P) ce qui augmente la perméabilité vasculaire et favorise l'activation des fibres nociceptives (Taylor et Byers, 1990). La réaction inflammatoire et le phénomène hydrodynamique pourraient s'additionner. Ceci suppose la présence d'un troisième élément, sans lequel le phénomène ne peut se produire : la présence de canalicules dentinaires perméables.

Dans les zones hyperesthésiques, la dentine présente huit fois plus de canalicules ouverts que sur une dentine exposée de dents non sensibles. De plus, le diamètre de ces canalicules serait deux fois plus important (Absi et coll., 1987). Une dentine peu perméable constitue une réelle protection en limitant le risque d'agressions et de transmission des irritations (Pashley et coll., 1989).

La perméabilité dentinaire étant un facteur prépondérant dans l'explication du phénomène douloureux dans les HDC (Pashley, 1994), les thérapeutiques vont dans le sens d'une limitation de la perméabilité de la zone dentinaire exposée.

7.3.4.3. Diagnostic

Le diagnostic repose sur la mise en évidence au cours de l'entretien et de l'anamnèse des caractéristiques symptomatiques de l'HDC, à savoir des douleurs aiguës et brèves, déclenchées par des stimuli mécaniques, chimiques, thermiques ou osmotiques. Un examen minutieux, à la fois clinique et radiographique, est nécessaire pour écarter toute autre cause à la douleur, telle que carie, fracture ou fêlure. L'examen permettra également de déterminer la zone dénudée. On peut chercher à reproduire les symptômes par des tests type passage d'air, d'eau ou d'une sonde, en cas de difficulté à localiser la zone douloureuse.

7.3.4.4. Approche thérapeutique globale

Les principes de base concernant le traitement de l'HDC sont assez simples et reposent sur les exigences répertoriées par Grossman en 1935 (Bohin et coll., 2001) et toujours applicables de nos jours, à savoir :

- ne pas irriter la pulpe, en utilisant pour se faire des agents chimiques ou des matériaux biocompatibles avec l'organe dentaire,
- ne pas provoquer la douleur (par exemple le mordantage à l'acide orthophosphorique dans l'éventualité d'une restauration composite doit se faire sous anesthésie),

- rechercher l'efficacité à long terme et surtout de manière reproductible,
- ne pas colorer les tissus dentaires.

Toutefois, à l'heure actuelle, aucune technique ne satisfait totalement à ces exigences, même si certaines s'en rapprochent. Nous ne détaillerons pas les différentes approches dans le traitement de l'HDC. Toutefois, il est à savoir que l'approche se fait en plusieurs temps.

- 1^{ère} intention : le traitement étiologique. On cherchera à identifier et à agir sur les différents facteurs de risque (Nemcovsky, 1996). On sait que les dénudations radiculaires peuvent dépendre des parodontites, des techniques de brossage inadéquates, d'un traumatisme chronique ou des récessions gingivales dues à l'âge (Vreven et Van Nieuwenhuysen, 1996). Les habitudes alimentaires néfastes ainsi qu'un défaut d'hygiène bucco-dentaire sont aussi à prendre en considération, l'étiologie de ces HDC étant multifactorielle (Levitch et coll., 1994).
- 2^e intention : le traitement ambulatoire. Les traitements proposés visent à limiter la perméabilité dentinaire pour réduire les mouvements hydrodynamiques, à l'origine de la sensibilité. Ils peuvent aussi viser à augmenter le seuil d'excitation des fibres nerveuses pour les rendre moins sensibles aux stimuli extérieurs. On pourra préconiser l'utilisation de pâtes dentifrices (Elgyfluor®, Sensodyne®), de gels dentaires (Sensigel®), de solutions dentaires (Elmex Sensitive®) mais il faudra d'emblée prévenir de la possibilité d'échec et envisager d'emblée des solutions alternatives.
- 3^e intention : le traitement au fauteuil. Il s'agit de l'application au cabinet dentaire d'agents désensibilisants, vernis ou films adhésifs protecteurs en systèmes polymérisants ou non. De nombreux produits sont à notre disposition notamment des principes actifs non polymérisants (Fluor Protector®, Duraphat®, Protect®), des *primers* désensibilisants (System desensitiver®), des *primers* adhésifs et principes actifs polymérisants (Seal and protect®, MS coat®)

7.3.4.5. Traitement restaurateur en cas d'échec

En cas d'échec, on ne cherchera pas à multiplier les applications. On préférera recouvrir la zone exposée par un biomatériau adhésif.

7.3.4.5.1. Choix des matériaux

On peut utiliser des agents de scellement comme les résines composites et les ciments verres ionomères. On reconstituera d'emblée la dent lorsque l'hyperesthésie dentinaire est due à une perte importante de substance dentinaire. Les CVIMAR et les résines composites possèdent chacun leurs indications comme décrit précédemment, et le choix se fait surtout en fonction du contexte clinique (Decup et Miller, 2001 ; Tassery et coll., 2001).

Si la perte de tissu est minime, les résines composites fluides apparaissent comme particulièrement bien adaptées. L'étape du conditionnement tissulaire et du collage se doit d'être particulièrement rigoureuse sachant que l'isolation de la zone à traiter est difficile à obtenir dans cette région de mise à nu de la dentine. Au-delà de son rôle dans le collage, le système adhésif jouera aussi un rôle important dans la diminution des HDC puisque par essence le système adhésif vient pénétrer les tubuli dentinaires et donc en assurer la perméabilité. Le frottement du système adhésif à l'aide de microbrosse sur les surfaces dentinaires hyperesthésiques au moment du collage est important pour assurer la majoration de la pénétration du produit dans les canalicules.

Suite à un traitement restaurateur traitant une HDC, la prescription d'une pâte dentifrice faiblement abrasive peut être intéressante afin de ne pas accélérer le processus d'usure de ces matériaux.

7.3.4.5.2. Protocole opératoire

Les principes de restauration sont identiques à ceux développés précédemment dans le paragraphe 7.3.3.4.4.

7.4. Fond de cavité - Substitut dentinaire

La restauration d'une cavité coronaire profonde dans les secteurs postérieurs en technique directe ou indirecte à l'aide de matériaux adhésifs est susceptible de poser différents problèmes cliniques : gestion du retrait de polymérisation et des contraintes en décollant, sensibilités post-opératoires, contre-dépouilles ou encore marges cavitaires trop cervicales sont fréquemment évoquées. L'utilisation d'un matériau en lieu et place pour tout ou partie de la dentine qui a du être supprimée du fait de la lésion existante peut apporter une réponse satisfaisante aux problèmes évoqués. Dans ces situations, on parle de matériau ayant un rôle de substitut dentinaire.

7.4.1. Rôles du substitut dentinaire

7.4.1.1. Protection dentino-pulpaire

Les fonds de cavité à base d'oxyde de zinc et d'hydroxyde de calcium sont à bannir lors des restaurations adhésives : les premiers venant entraver la réaction de polymérisation des résines composites, les seconds venant recouvrir une zone dentinaire empêchant donc la pénétration du système adhésif dans les tubulis ce qui va à l'encontre même de l'idée de collage. En diminuant la perméabilité dentinaire, un matériau collé peut jouer en soi un rôle protecteur du complexe dentino-pulpaire. Par ailleurs, les résines composites, du fait de leur faible conductivité thermique, isolent particulièrement bien le tissu pulpaire des variations de température. De plus, l'utilisation d'un système adhésif auto-mordançant ne supprimant pas les boues dentinaires mais les modifiant et les intégrant dans la couche hybride va potentiellement également dans le sens de sensibilités post-opératoires.

Ainsi, une restauration à la résine composite précédée d'un collage représente en soi une protection dentino-pulpaire. Pour autant, on sait toutefois que les sensibilités post-opératoires persistent encore occasionnellement lors des restaurations de cavités très profondes (Unemori et coll., 2001).

7.4.1.2. Comblement des contre-dépouilles – réalisation d'un fond plat

La dentisterie adhésive en permettant l'économie tissulaire fait abstraction d'une géométrie cavitaire pré-définie. De ce fait, les cavités à obturer à l'aide de matériaux composites sont parfois complexes ou irrégulières. Il apparaît parfois difficile de mettre en place un composite de viscosité moyenne ou compactable et de le fouler dans ces cavités. Dès lors, l'apposition d'une fine couche de matériau régularisant les parois et le fond cavitaire avant l'obturation proprement dite peut s'avérer intéressante afin d'en optimiser le foulage, la régularité des épaisseurs et la coaptation aux parois. L'utilisation d'une résine composite fluide à cet effet est régulièrement décrite dans la littérature. Une fine couche de matériau fluide polymérisée avant les appositions suivantes permettrait par ailleurs de diminuer les contraintes de contraction exercées par le composite de recouvrement qui est plus visqueux (Bragga et coll., 2003 ; Chafaie, 2009). Le composite fluide constituerait ainsi une couche élastique de dissipation des contraintes au niveau de l'interface dent/restauration. Placée entre la résine adhésive et la résine composite de restauration, une couche intermédiaire de résine composite fluide, du fait de ses propriétés élastiques, serait capable d'absorber en partie la contrainte engendrée par la contraction de polymérisation (Condon et Ferraca, 2000 ; Montes et coll., 2001).

Toutefois, au vu du retrait de polymérisation, généralement plus important, des composites fluides par opposition aux composites plus visqueux, il apparaît important de limiter l'épaisseur de chacun des incréments à des couches d'1mm d'épaisseur pour en limiter le développement, la photopolymérisation devant être pratiquée évidemment entre chaque apposition.

Dans certains cas, suite à un traitement endodontique, il peut être indiqué d'obturer la cavité coronaire en méthode directe. La volonté d'obtenir une restauration cohésive à des fins de renforcement des structures dentaires restantes peut orienter le praticien dans son choix vers une obturation adhésive. Après un nettoyage rigoureux des parois cavitaires verticales, une section parfaitement nette du matériau d'obturation canalaire au niveau des entrées du système canalaire et un mordantage à l'acide ortho-phosphorique ayant pour objectif la suppression de toute trace de phénols issus de l'eugénol de l'obturation endodontique, une mince couche de matériau peut être apposée avant la restauration coronaire proprement dite.

7.4.1.3. Déplacement coronaire de la marge cervicale avant collage d'onlays

Malgré des améliorations constantes dans la composition et les performances des résines composites, ces matériaux continuent de présenter l'inconvénient majeur de se contracter au moment de leur prise. Cette contraction de prise peut être réduite efficacement par la réalisation de restaurations indirectes, le stress de polymérisation au niveau du joint de collage pouvant être ainsi considérablement limité (Dietschi et coll., 1993 ; Dietschi et Spreafico, 1997). En effet, le retrait de prise de la pièce prothétique se fait au moment de sa polymérisation au laboratoire, permettant ainsi de limiter les contraintes au niveau de la zone de collage.

La réalisation des inlays/onlays en secteur postérieur (en composite ou en céramique) est largement approuvée par la littérature médicale, pour peu que les protocoles de mise en œuvre soient strictement respectés en clinique comme en laboratoire (Freilich et coll., 1992 ; Wendt et Leinfelder, 1992 ; Sheinbenbogen et coll., 1998 ; Donly et coll., 1999 ; Thordrup et coll., 2001). Toutefois, en pratique, le talon d'Achille de ces restaurations en méthode indirecte demeure le collage à la dentine qui reste complexe, limitant entre autres raisons une plus grande généralisation de ces pratiques cliniques.

Une géométrie cavitaire spécifique est nécessaire pour la réalisation d'inlays/onlays, afin d'optimiser la qualité du joint de collage et d'assurer de bonnes conditions de polymérisation (Dietschi et Spreafico, 1998). Toutefois, en cas de limites juxta- ou légèrement infra-gingivales, ces objectifs sont plus difficiles à atteindre sachant qu'il s'agit là d'une situation fréquemment rencontrée en site proximal. Il est alors possible de déplacer coronairement le niveau de la marge prothétique en appliquant directement, après l'hybridation dentinaire, une épaisseur de composite (de type fluide ou de viscosité moyenne) sur la limite cervicale existante (Lutz et coll., 1986 ; Gerdolle et coll., 2010). Dès lors, la prise d'empreinte, puis au cours de la séance suivante, le collage de la pièce prothétique se trouvent grandement simplifiés. Pour se faire, la taille de la cavité d'inlays/onlays (dépose d'une éventuelle restauration défectueuse, exérèse d'éventuels tissus carieux, suppression de parois fragiles, finition des marges) doit être réalisée digue en place et parfois matrice préalablement positionnée. La taille de la cavité, matrice positionnée, rend le geste opératoire délicat mais s'avère parfois fort utile afin de réaliser le collage et la relocalisation de la marge proximale à l'abri des fluides oraux. En effet, la situation juxta-gingivale, voire légèrement infra-gingivale de la limite suite à la taille de la cavité ne permet éventuellement plus de positionner la digue et surtout parfois la matrice secondairement de façon correcte.

La qualité du joint de collage est directement liée à la dissipation des contraintes générées par la contraction de prise du composite de collage. Ainsi, la création d'une couche « élastique » entre la couche hybride et le joint de colle peut autoriser une

certaine relaxation des contraintes liées à la polymérisation. On parle ici des contraintes immédiates au moment même de la polymérisation mais aussi et surtout des contraintes différées se produisant en post-polymérisation (Davidson et coll., 1991).



1. Préparation d'une cavité pour onlay sur 36. La digue est mise en place avant la dépose de l'amalgame.



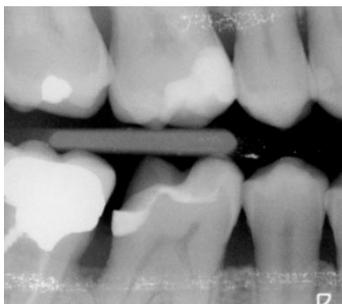
2. Maintenir une limite cervicale sous-gingivale compliquée et hypothèque passablement la future qualité du joint de collage.



3. Lors de la séance de préparation, la marge sous-gingivale distale est déplacée coronairement à l'aide de matrice et coin de bois.



4. Fin de la première séance clinique : l'ensemble du tissu dentinaire a été hybridé par une couche d'adhésif chargé et couvert d'une fine couche de composite fluide et la marge cervicale déplacée coronairement.



5. Radiographie de contrôle en fin de première séance clinique. La base en composite apparaît radio-opaque.

Figure 47 : 1^{ère} séance clinique de la réalisation d'un onlay sur 36 avec déplacement coronaire de la marge cervicale (photos : Gerdolle et coll., 2010)

7.4.2. Choix du substitut dentinaire

Certains auteurs recommandent l'utilisation de composites fluides comme substitut dentinaire, même si cette démarche implique par opposition à d'autres matériaux substitués dentinaires une plus grande rigueur (Estafan et coll., 2000 ; Jain et Blecher, 2000 ; Chuang et coll., 2001 ; Gerdolle et coll., 2010).

Le rôle d'amortisseur de contraintes endossé par le substitut dentinaire requière une certaine profondeur de préparation permettant effectivement la superposition des couches des différents matériaux « en sandwich » (Friedl et coll., 1997). Lorsque la profondeur de la préparation ne permet pas l'adjonction d'une couche supplémentaire, le rôle d'amortisseur de contraintes, dans une moindre mesure peut être assumé par la couche d'adhésif.

D'une façon générale, le matériau substitut dentinaire avant une restauration adhésive peut être (Hannig et coll., 1997) :

- un CVI,
- un CVIMAR,
- un composite fluide.

De nos jours, ce sont les CVIMAR et les composites fluides qui sont le plus largement utilisés. Cependant, les propriétés physiques (module d'élasticité supérieur) et chimiques (faible absorption, faible solubilité) ainsi que la stabilité colorimétrique supérieure des résines composites amènent différents auteurs à les préférer aux CVIMAR (Mortier et coll., 2004 et 2005 ; Gerdolle et coll., 2008a et 2008b). Lorsque la préparation est profonde, cette couche de composite fluide peut être recouverte d'une couche de composite de restauration de viscosité moyenne de type micro-hybride ou nanochargé. La contraction de prise inférieure et les propriétés mécaniques supérieures de cette résine de viscosité moyenne par rapport à la résine composite fluide, avant une restauration de type inlay/onlay, permettent une obturation selon une approche dite de flexibilité progressive (Dietschi et Spreafico, 1998). Dans cette situation, la couche de composite fluide est limitée à 1mm d'épaisseur maximum. La couche de composite de restauration de viscosité moyenne permet de réduire l'épaisseur de l'onlay. Cette flexibilité progressive permet de mieux mimer le comportement mécanique de la dent naturelle pour laquelle la rigidité croît de la profondeur vers la surface.

7.5. Joint de finition des restaurations

7.5.1. Étanchéité du joint des restaurations

Le placement de résine de scellement au-dessus d'une restauration composite réduit l'infiltration des composites et les rendent ainsi plus étanches (Akyuz et coll., 1992). On peut recommander de recouvrir les restaurations en composite par une résine composite fluide ou ultra-fluide englobant l'ensemble des sillons, au cours de la même séance.

7.5.2. Solutions envisageables pour palier le déficit d'étanchéité d'anciennes restaurations

Dans la première étape d'un traitement de prophylaxie, des résines fluides ou ultra-fluides peuvent être placées pour étanchéifier les obturations anciennes, sans reprise de carie, et pour supprimer les niches bactériennes (Blique, 1999). Mass et coll. ont démontré qu'une telle pratique réduisait la quantité de *Streptocoques Mutans* au niveau des dents concernées et ainsi limitait leur propagation (Mass et coll., 1999).

7.5.3. Prise de décision face à un joint défectueux

L'équipe de Mertz-Fairhurst a montré un arrêt du processus clinique et radiographique de lésions carieuses se développant sous des obturations dont le joint a subi un endommagement et qui ont ensuite été secondairement scellées à l'aide de résine composite fluide. Ces résultats obtenus à 10 ans montrent tout l'intérêt de la surveillance et de la réparation éventuelle des marges tissus dentaires/matériaux à l'aide de résines composites fluides (Mertz-Fairhurst et coll., 1986 et 1998).

8. Conclusion

En odontologie, et plus particulièrement en odontologie conservatrice, les matériaux polymères ont constitué une évolution remarquable au cours de ces dernières décennies. Les résines composites notamment ont considérablement modifiées les possibilités thérapeutiques des praticiens. Rapidement considérées à tort ou à raison comme de potentiels substituts aux obturations métalliques, leurs compositions ont évolué au fil du temps pour devenir des produits dont la relative facilité de manipulation peut masquer la réelle complexité en termes de composition chimique. Les notions de dentisterie esthétique et de dentisterie adhésive permettant l'économie tissulaire connaissent depuis plusieurs années un succès grandissant auprès des chirurgiens-dentistes. Aussi, de nombreux laboratoires, devant l'attente des professionnels, intensifient leurs recherches afin d'aboutir au matériau « idéal » pouvant se substituer à l'amalgame dont le remplacement à relativement moyen terme semble irrémédiable même s'il apparaît encore comme présentant de nombreuses indications.

Les résines composites fluides, apparues en 1996, sont l'un des derniers aboutissements de l'évolution considérable qui s'est produite depuis l'apparition des résines composites à base de Bis-GMA dans les années 60. La viscosité fluide de ces matériaux obtenue par la diminution du taux de charges ou l'inclusion d'une proportion importante d'abaisseurs de viscosité permet de répondre efficacement à de nombreuses éventualités cliniques. Pour autant, la compétition que se livrent les fabricants, pour élaborer des produits d'obturation répondant le plus parfaitement aux exigences des professionnels et des patients engendre la mise sur le marché de très nombreux matériaux à base de résine différant par les modifications apportées à la matrice ou bien par le type, la taille et la proportion des charges utilisées. Il est dès lors difficile pour les praticiens, entre la confidentialité qui entoure la fabrication et le flou des arguments commerciaux de réellement connaître les caractéristiques des différents produits. Ainsi sous la dénomination générique de résines composites fluides peuvent se cacher des matériaux à la nature chimique très variable ne partageant au final qu'une propriété rhéologique, point commun de cette famille. C'est cette aptitude à l'étalement sur les parois cavitaires qui confère aux résines composites de nombreuses indications. Depuis le scellement des puits et fissures, les obturations de faible profondeur, les obturations de lésions en site cervical, en passant par les substituts dentinaires, le comblement des contre-dépouilles, le déplacement coronaire de la marge cervicale avant collage d'onlays jusqu'à la restauration d'interfaces endommagées, les résines composites fluides apparaissent comme une famille de matériaux indispensable à l'exercice d'une dentisterie restauratrice adhésive actuelle. A l'inverse, c'est bien cette faible viscosité et la limitation des propriétés mécaniques qui en découlent qui réduit par ailleurs le champ d'utilisation de ces matériaux.

S'agissant de résines composites, elles en présentent également les inconvénients inhérents aux matériaux polymères ce qui en limite également parfois les possibilités

d'utilisation. La rigueur des protocoles les concernant est tout identique à la rigueur requise d'une façon générale pour les résines composites.

De matériau idéal, il n'existe pas, il s'agit bien pour l'instant pour le praticien d'adapter à chaque situation clinique le choix du matériau susceptible de remplir au mieux le cahier des charges de la restauration nécessaire. Sans doute, dans les années à venir, les fabricants proposeront des matériaux visant à s'accorder avec un nombre plus important d'indications, très récemment par exemple, une résine composite fluide hautement chargée a fait son apparition sous la dénomination de *Heavy Flow* (GrandioSo, Heavy Flow®, Voco).

La science des biomatériaux appliquée à l'odontologie est en perpétuelle évolution pour se mettre au mieux au service de la clinique, engendrant en contrepartie la nécessité pour les praticiens d'une constante et parfois difficile réévaluation de leur pratique.

BIBLIOGRAPHIE :

1. ABSI E.G., ADDY M. et ADAMS D. Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol* 14 : 280-284, 1987
2. ADDY M., EMBERY G., EDGAR W.M. et ORCHARDSON R. Tooth wear and sensitivity. *Clinical advances in restorative dentistry*. London : Martin Dunitz, 380p, 2000
3. AKYUZ S., MENTES A. et OKTAY C. The effect of a sealant on the microleakage of composite resin restorations: an *in vivo* study. *J of Marmara University Dental University* ; 1 : 211-4, 1992
4. ALBERS H. Resins. In: *Tooth-colored restoratives*, 9th edition ; Alto Books, pp.111-125, 2002
5. ANDERSON M.H. Changing paradigms in caries management. *Curr Opin Dent* ; 2 : 157-162, 1992
6. ANUSAVICE K.J. Efficacy of non-surgical management of the initial caries lesion. *J Dent Educ* 61 : 895-905, 1997
7. ARENHOLT-BINDSLEV D., BREINHOLT V., PREISS A. et SCHMALZ G. Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clin Oral Investig* ; 3 (3) : 120-125, 1999
8. AW T.C. et NICHOLLS J.I. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent*, 26 : 498-504, 2001
9. AXELSSON P. Mechanical plaque control. In: *Proceedings of the 1st European workshop on Periodontology*. eds. N.P. LANG et T. KARRING. Berlin : Quintessence pp. 219-243, 1993
10. AXELSSON P. Needs related plaque control measures based on risk prediction. In: *Proceedings of the European workshop on mechanical plaque control*, eds. Quintessence, London : 191-297, 1998
11. BARATIERI L.N., CANABARRO S., LOPES G.C. et RITTER A.V. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of class V composite restorations: three years results. *Oper Dent* ; 28(5) : 482-487, 2003
12. BAYNE S., HEYMANN H. et SWIFT E. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* ; 125 : 687-701, 1994
13. BINGHAM V. Comparative depth of cure using two factors: composite system and curing time. *J Dent Res* ; 79 : abstract 1518A, 2000
14. BLACK G.V. *A work on operative dentistry*, vol. I and II , Chicago: The Medico-Dental Publ.Co, 1908
15. BLACK G.V. *A work on operative dentistry: the technical procedures in filling teeth*. Chicago: Medical-Dental Publishing, 5, 1917
16. BLIQUE M. La prophylaxie dentaire individualisée. *Réalités Cliniques* (10) : 541-556, 1999
17. BOHIN F., KALEKA R. et LASFARGUES J.J. Hyperesthésie dentinaire cervicale. *Réalités Cliniques* vol.12 n°4 pp. 403-414, 2001

18. BOLLEN C.M.L., LAMBRECHTS P. et 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* ; 3 : 258-269, 1997
19. BOURGEOIS D.M. Contributions de l'épidémiologie au dossier de l'amalgame dentaire. *Information Dentaire* 82 : 77-85, 2000
20. BOURGEOIS D.M. et CHEDID N.R. Intérêt de la prédiction des facteurs de risque carieux dans la pratique dentaire. *Réalités Cliniques*, 15, 3, pp 215-226, 2004
21. BOWDEN G., EKSTRAND J., NAUGHTON B.M. et CHALLACOMBE S. Association of selected bacteria with the lesions of root surface caries. *Oral Microbiol and Immunol* 54 : 765-770, 1990
22. BOWEN R.L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues and bonding to dentin improved by pretreatment and the use of surface active. *J Dent Res* 44 : 903-921, 1965
23. BOWEN R.L. Dental filling materials comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US patent 3, 006, 112, 1962
24. BRACKETT W.W., COVEY D.A. et St GERMAIN H.A.Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent*, 27 : 218-22, 2002
25. BRADEN M. et PEARSON G.J. Analysis of aqueous extracts from filled resins. *J Dent Res*, 9 : 141, 1981
26. BRAEM M., FINGER W., VAN DOREN V.E., LAMBRECHTS P. et VANHERLE G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater* ; 5 : 346-349, 1989
27. BRAGA R.R., HILTON T.J. et FERRACANE J.L. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* ; 6 : 721-728, 2003
28. BRÄNNSTROM M. Dentinal sensitivity and aspiration of odontoblasts. *J Am Dent Assoc* 66 : 366-370, 1963
29. BRÄNNSTROM M. et ASTROM A. The hydrodynamics of the dentin ; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J* ; 22 : 219-227, 1972
30. BRITISH SOCIETY OF PAEDIATRIC DENTISTRY. A Policy Document on fissure sealants in paediatric dentistry. *Int J Paediatr Dent* ; 10 : 174-7, 2000
31. BRODEUR J.M., PAYETTE M. et GALARNEAU C. Coût des traitements épargné avec une couverture universelle des agents de scellement de puits et sillons dentaires au Québec. *Journal of the Canadian Dental Association* ; 63(8) : 625-32, 1997
32. BULLARD R.H., LEINFELDER K.F. et RUSSEL C.M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* ; 116 : 871-874, 1988

33. BUONOCORE M. Caries prevention in pits and fissures sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet: a two-year study of a single adhesive application. *J Amer dent Assoc* ; 82 : 1090-3, 1971
34. BUONOCORE M., WILEMAN W. et BRUDEVOLD F. A report on a resin composite capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* ; 35 : 846-851, 1956
35. BUONOCORE M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* ; 34 : 849-853, 1955
36. CADANERO M., MARCHESI G., ANTONIOLLI F., DAVIDSON C., DE STEFANO DORIGO E. et BRESCHI L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dent Mater*, 25(5) : 649-54. Epub, 2009
37. CARVALHO J.C, EKSTRAND K.R. et THYLSTRUP A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molar in relation to stage of eruption. *J Dent Res* ; 68 : 773-9, 1989
38. CASTAN P. Swiss patent 211, 116, 1938
39. CHAFAIE A. Dix règles d'or pour réussir les restaurations postérieures directes en résine composite. *Clinic*, vol 30 : 391-398, 2009
40. CHRISTIANSEN J., CHRISTIANSEN M.E.C. et EKSTRAND K.R. Time for emergence and length of eruption period of first and second permanent molars. *Proceedings of the International Association of Pediatric Dentistry* : 44, September 2001
41. CHUANG S.F., LIU J.K., CHAO C.C., LIAO F.P. et CHEN Y.H. Effects of flowable composite lining and operating experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prothet Dent* 2001 ; 85 : 177-183, 2001
42. CLARKE RL. *Polymeric Dental Materials* ; 1^{ère} édit., pp.66-89 ; Springer, London, 1997
43. CLARKSON J. Epidemiology of root caries. *Am J Dent* 8 : 329-334, 1995
44. COLON P. et LECORRE A. Traitement conservateur des destructions dentaires non carieuses. *Real Clin* 16 : 53-62, 2005
45. CONDON J.R. et FERRACANE J.L. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*, 131 : 497-503, 2000
46. COURSON F. et LANDRU M.M. Scellement des puits et fissures : pourquoi, quand, comment ? *Rev Odonto Stomatol* ; 32 (3) : 231-44, 2003
47. COX C.F. Biocompatibility of dental materials in the absence of bacterial infection. *Oper Dent* ; 12 : 146-152, 1987
48. DAVIDSON C.L., ZEGHBROECK L. et FEILZER A.J. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* ; 70 : 880-882, 1991
49. DECUP F. et MILLER C. Les lésions carieuses cervicales : site 3, aspect clinique et traitements. *Réalités Cliniques* vol 12 n°4 : 347-364, 2001
50. DECUP F., TISON B. et LASFARGUES J.J. Intervention restauratrice minimale : mini-cavités et mini-obturations. EMC (Elsevier SAS Paris), Odontologie, 23-144-A-10.958, 2006

51. DEGRANGE M. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. Réalités Cliniques vol 16 n°4, 2005
52. DENNISON J.B., STRAFFON L.H. et MORE F.G. Evaluating tooth eruption on sealant efficacy. J Amer dent Assoc ; 121 : 610-4, 1990
53. DIETSCHI D., MAGNE P. et HOLZ J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int ; 25 : 659-677, 1994
54. DIETSCHI D., MARRET N. et KREJCI I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater. ; 19 : 493-500, 2003
55. DIETSCHI D. et SPREAFICO R. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Berlin : Quintessence Publishing, 1997
56. DOMEJAN-ORLIAGUET S., COLLADO V. et HENNEQUIN M. Les scellements des puits et fissures : 6 questions-réponses. Info Dent ; 36 : 2611-20, 2003
57. DONLY K.J., JENSEN M.E., TRIOLO P. et CHAN D. A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations after 7 years. Quintessence Int ; 30 : 163-168, 1999
58. DOUGLAS W.H. Clinical status of dentine bonding agents. J Dent ; 17 : 209-215, 1989
59. DRIESSENS F.C.M. Chemical adhesion in dentistry. Int Dent J ; 27 : 317-323, 1977
60. DROZ D. et BLIQUE M. Réflexions sur le scellement des puits et fissures. Journal d'odonto-stomatologie pédiatrique, vol.11, n°4, 2004
61. DROZ D., COURSON F., MULLER M., NANCY J. et TERRIE B. Recommandations SFOP : recommandations sur la pratique de scellement des puits et fissures. Journal d'odonto-stomatologie pédiatrique, vol.11, n°4, 2004
62. ECHEVERRIA J.J. Managing the Use of oral Hygiene Aids to prevent damage: effects and sequelae of the incorrect use of mechanical plaque control. In European Workshop on mechanical plaque control. Status of the art and science of dental plaque control. Berne, Switzerland : Quintessence Books, Chicago 314p, 1998
63. EDELSTEIN B.L. The medical management of dental caries. J Am Dent Assoc ; 125 : 31-39, 1994
64. EIDELMAN E., FUKS A.B. et CHOSACK A. The retention of fissure sealants: rubber dam or cotton rolls in a private practice. J Dent Child ; 50 : 259-61, 1983
65. EKSTRAND K.R., QVIST V. et THYLSTRUP A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. Caries Res 1987, 21 : 368-74
66. ELDERTON R.J. Principles of decision-making to achieve oral health. In: Professional Prevention in Dentistry. Advances in dentistry. Baltimore : Williams & Wilkins ; 1 : 1-27, 1994

67. 26p ERICSON D. Minimally invading dentistry. *Oral Health Prev Dent* ; 1 (2) : 91-2, 2003
68. ERICKSON L. Oral health promotion and prevention for older adults. *Dent Clin North Am* 41 : 727-750, 1997
69. ESTEFAN D., ESTEFAN A. et LEINFELDER K.F. Cavity wall adaptation of resin-based composites lined with flowable composites. *Am J Dent* ; 13 : 192-194, 2000
70. FEIGAL R.J. The use of pit and fissure sealants. *Pediatric Dentistry* 2002 ; 5 : 415-22, 2002
71. FERJERSKOV O., LUAN W.N., NYVAD B., BUDTZ-JORGENSEN E. et HOLM-PEDERSEN P. Active and inactive root surface caries lesion in a selected group of 60 to 80 years old Danes. *Caries Res* 25 : 385-391, 1991
72. FERJERSKOV O. et NYVAD B. Root surface caries in humans: a review. In: Embery G and Rolla G : *Clinical and biological aspects of dentifrices*. Oxford, University Press, pp. 105-130, 1993
73. FERRACANE J.L. Placing dental composites – a stressful experience. *Oper Dent*, 33 : 247-57, 2008
74. FLYNN J., GALLOWAY R. et ORCHARDSON R. The incidence of hypersensitive teeth in the west of Scotland. *J Dent* 13, 230-236, 1985
75. FORSS L. et SEPPA L. Prevention of enamel demineralization adjacent to glass ionomer filling materials. *Scand J Dent Res* ; 98 : 173-185, 1990
76. FORSTEN L. Fluoride release of glass-ionomers. In: 2nd symposium on glass ionomer cements. P Hunt, Philadelphia pp. 241-246, 1994
77. FORSTEN L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontol Scand* ; 53 : 222-225, 1995
78. FORSTEN L. Short and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride-containing filling materials in vitro. *Scand J Dent Res* ; 98 : 179-185, 1990
79. FREILICH M.A., GOLDBERG A.J., GILPATRICK R.O. et SIMONSEN R.J. Direct and indirect evaluation of posterior composite restorations at three years. *Dent Mat* ; 8 : 60-66, 1992
80. FRIEDL K.H., HILLER K.A., SCHMALZ G. Placement and replacement of composite restorations in Germany. *Oper Dent* ; 20 : 34-38, 1995
81. FRIEDL K.H., SCHMALZ G., HILLER K.A. et MORTAZAVI F. Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid composite/ionomer sandwich restorations. *Oper Dent* ; 22 : 21-29, 1997
82. FUNG E.Y., EWOLDSSEN N.O., St-GERMAIN H.A. et coll. Pharmacokinetics of bisphenol-A released from a dental sealant. *JADA* ; 131 (1) : 51-58, 2000
83. FUSAYAMA T. *New Concepts in Operative Dentistry*. Chicago : Quintessence, 1980
84. FUSAYAMA T. Total etch technique and cavity isolation. *J Esthet Dent* ; 4 : 105-109, 1992

85. GANSS C., KLIMEK J., GLEIM A. One year clinical evaluation of the retention and quality of two fluoride releasing sealants. *Clin Oral Investig* ; 4(3) : 215-9, 1999
86. GASPERSIC D. Micromorphometric analysis of cervical enamel structure of human upper third molars. *Arch Oral Biol* 40 : 453-457, 1995
87. GERDOLLE D.A., LORCH F. et MORTIER E. Préparation et collage des inlays/onlays : concepts cliniques actuels. *Clinic* vol. 31 : 75-83, 2010
88. GERDOLLE D.A., MORTIER E. et DROZ D. Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child (Chic)* ; 75 : 125-133, 2008a
89. GERDOLLE D.A., MORTIER E., JACQUOT B. et PANIGHI M.M. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in-vitro study. *Quintessence Int* ; 39 : e107-e114, 2008b
90. GEURTSEN W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106 : 687-95, 1998
91. GOLDBERG M., LASFARGUES J.J., DECUP F. et STANISLAWSKY L. Perspectives actuelles de prévention et de thérapeutique des pathologies carieuses. *Med. Therapeut.* 5 : 608-614, 1999
92. GOING R.E., LOESCHE W.J., GRAINGER D.A., SYED S.A. The viability of microorganisms in carious lesions five years after covering with a fissure sealant. *JADA* ; 97 : 455-62, 1978
93. GORACCI G., BAZZUCHI M., MORI G. et CASA DE MARTINIS L. In vivo and in vitro analysis of a bonding agent. *Quintessence Int* ; 25 : 627-635, 1994
94. GREGORY-HEAD B.L., CURTIS D.A., KIM L. et CELLO J. Evaluation of dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. *J Prosthet Dent* 83 : 675-680, 2000
95. GRIPPO J.O. Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 3 : 14-19, 1991
96. GWINNETT A.J. et KANCA J. Micromorphology of the bonded-dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent* 5 : 73-77, 1982
97. GWINNETT A.J. et MATSUI A. A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1 ; 12 : 1615-1620, 1967
98. HAGGER O. Swiss Patent. 278, 946 ; British patent 687, 299, 1951
99. HANDELMAN S.L., LEVERETT D.H., ESPELAND M. et CURZON J. Retention of sealants over carious and sound tooth surfaces. *Community Dent Oral Epidemiol* ; 15 : 1-5, 1987
100. HANNIG M., BATT B., HOHNK H.D. et MUHLBAUER E.A. Cbc filling: a new concept for tooth colored class II restorations with proximal margins located in dentin. *J Dent Res* ; 76 : 314 (abstract n°2403), 1997
101. HANSEL C., LEYHAUSEN G., MAI U.E. et coll. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two-caries-associated microorganisms *in vitro*. *J Dent Res*, 77, 1, pp. 60-7, 1998

102. Haute Autorité de Santé – Recommandations pour la pratique clinique – Appréciation du risque carieux et indications du scellement prophylactique des sillons des premières et deuxième molaires permanentes chez les sujets de moins de 18 ans ; 2005
103. HEFTI A.F. et STONE C. Power tooth-brushes, gender, and dentin hypersensitivity. *Clin Oral Investig* 4 ; 91-97, 2000
104. HOUPPT M. Editorial “To seal or not to seal”. *Pediatr Dent* ; 24(4) : 284, 2002
105. IMFELDT T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 104 (Pt 2) : 215-220, 1996
106. IONOKOSHI S, IWAHUI M. et FUSAYAMA T. Pulpal response to a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 61 : 1014-1019, 1982
107. JAIN P. et BLECHER M. Microleakage of class II resin-based composite restorations with flowable composites in the proximal box. *Am J Dent* ; 13 : 235-238, 2000
108. JENDRESEN M.D. et GLANTZ P.O. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand* ; 39 : 47-53, 1981
109. KALACHANDRA S. Influence of the fillers on water sorption of composites. *Dent Mater*, 5 : 283-8, 1989
110. KALEKA R., SAPORTA S., BOUTER D. et BONTE E. Lésions cervicales d'usure (LCU) : étiopathogénie. *Réalités Cliniques* vol 12, n°4 : 367-385, 2001
111. KELTJENS H., SCHAEKEN M., HOEVEN J.V.D. et HENDRIKS J. Microflora of plaque from sound and carious root surfaces. *Caries Res* 21 : 193-197, 1987
112. KHALICHI P., CVITKOVITCH D.G. et SANTERRE J.P. Effect of composite resin biodegradation products on oral streptococcal growth. *Biomaterials*, 25, 24, pp. 5467-72, 2004
113. KIDD E.A.M. et FEJERSKOV O. What constitutes dental caries ? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res* ; 83 (n°special C) : C35-C38, 2004k
114. KNIGHT G.M. The Use of adhesive materials in the conservative restoration of selected posterior teeth. *Australian Dental Journal* ; 29 : 324-31, 1984
115. KOCHER T., ENGELSMANN U. et ALBERS K.H. Die Restauration von Milchmolaren mit Glassionomerzement. *Dtsch Zahnärztl Z* ; 48 : 475-477, 1993
116. KODAKA T., DEBARI K. et KUROIVA M. Mineral content of the innermost enamel in erupted human teeth. *J Elect Microsc* ; 40 : 19-23, 1991
117. KRAMER I.R.H. et MAC LEAN J.W. Alterations in the staining reaction of dentin resulting from a constituent of a new self-polymerising resin. *BR Dent J* ; 93 : 150-153, 1952

118. KUROE T., ITOH H., CAPUTO A.A et KONUMA M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int* 31 : 267-274, 2000
119. LASFARGUES J.J. Evolution des concepts en odontologie conservatrice. Du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. *Inform. Dent.* 80 : 3111-3124, 1998
120. LASFARGUES J.J., KALEKA K. et LOUIS J.J. Dentisterie restauratrice prophylactique et adhésive : le concept SISTA. Chap.7 : 107-151. Dans *Collage et adhésion : la révolution silencieuse*. Roulet J.F. et Degrange M. Quintessence Publ. Co , 2000a
121. LASFARGUES J.J., KALEKA K. et LOUIS J.J. Le concept SiSta. Un nouveau guide thérapeutique en cariology. *Réalités Cliniques* 11 : 103-122, 2000b
122. LASFARGUES J.J. et NEBOT D. L'abord des caries radiculaires chez la personne âgée. *Réalités Cliniques* 2 : 201-217, 1991
123. LE Y., VERDONSCHOT E.H. Performance of diagnostic systems in occlusal caries detection compared. *Community Dent Oral Epidemiol* ; 22 : 187-91, 1994
124. LEBON A. A propos des sealants. *Le Chirurgien dentiste de France* n°1451, 39-43, 2010
125. LEE J. et KIYAK H. Oral disease beliefs, behaviors and health status of Korean-Americans. *J Public Health Dent* 52 : 131-136, 1992
126. LEE W.C. et EAKLE W.S. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent* 52 : 374-380, 1984
127. LEHMANN N. et coll. Les lampes à photopolymériser : halogènes ou diodes électroluminescentes. *Réalités Cliniques* vol.11, n°3, pp.365-376, 2000
128. LEHMANN N. L'adhésion aux tissus dentaires : de la théorie à la pratique. *Clinic* vol.31 : 469-476, 2010
129. LEVITCH L.C., BADER J.D., SHUGARS D.A. et HEYMANN H.O. Non-carious cervical lesions. *J Dent* 22 : 195-207, 1994
130. LOCKER D. et LEAKE J. Coronal and root decay experience in older adults in Ontario, Canada. *J Public Health Dent* 53 : 158-164, 1993
131. LOVELL L.G., STRANSBURRY J.W., SYRPES D.C. et BOWMAN C.N. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerization. *Macromolecules*, 32 : 3913-21, 1999
132. LUPI-PEGURIER L., MULLER-BOLLA M., BERTRAND M.F., FRADET G. et BOLLA M. Microleakage of a pit and fissure sealant: effect of air abrasion compared with classical enamel preparations. *J Adhes Dent* Spring 6(1) : 43-8, 2004
133. LUSSI A. Validity of diagnostic and treatment decisions of fissure caries. *Caries Res* ; 25 : 296-303, 1991

134. LUSSI A., HOTZ P. et STICH H. Les caries des sillons. Rev Mens Suisse Odontostomatol ; 105 : 1172-3, 1995
135. LUTZ F, KREJCI I. et OLDENBURG T.R. Elimination of polymerization stresses of the margin of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. Quintessence Int ; 17 : 777-784, 1986
136. LUTZ F. et PHILLIPS R. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent ; 50(4) : 480-488, 1983
137. LI Y., SCHWARTZ M.L., PHILLIPS R.W., MOORE B.K. et ROBERTS T.A. Effect of filler content and size on properties of composites. Dent Mater, 64 : 1396-1401, 1985
138. LYGIDAKIS N.A., OULIS K.I. et CHRISTODOULIDIS A. Evaluation of fissure sealants retention following four different isolation and surface preparation techniques: four years clinical trial. J Clin Pediatr Dent ; 19 : 23-5, 1994
139. MAC CABE J.F. Applied dental materials. Ed Blackwell Science. 7th ed., chap. 1, 1990
140. MAC DOUGALL M., SELDEN J.K., NYDEGGER J.R. et CARNES D.L. Immortalized mouse odontoblast cell line M06-G3 application for in vitro biocompatibility testing. Am J Dent, 11 : S11-S16, 1997
141. MAC GUIRE M.K. et MILLER L. Maintaining esthetic restorations in the periodontal practice. Int J Periodontics Restorative Dent, 16 : 230-239, 1996
142. MAC LEAN J.W. Les pionniers du collage à l'émail et à la dentine. In: Collage et adhésion : la révolution silencieuse. ROULET J-F et DEGRANGE M. pp 13-17, 2000
143. MAC LEAN J.W. et WILSON A.D. The clinical development of the glass-ionomer cement. 1, Formulation and properties. Aust. Dent. J. ; 22 : 31-36, 1977
144. MASS E., ELI I., LEV-DOR-SAMOVICI B. et WEISS E.I. Continuous effect on pit and fissure sealing on *S. mutans* presence *in situ*. Pediatric Dentistry ; 21 : 164-8, 1999
145. MEHL A., HICKEL R. et KUNZELMANN H. Physical properties and gap formation of light cured composites with and without softstart-polymerisation. J Dent 25 : 321-330, 1997
146. MERSEL A. Oral health status and dental needs in geriatric institutionalized population in Paris. Gerodontology 8 : 47-51, 1989
147. MERTZ-FAIRHURST E.J., CURTIS J.W., ERGLE J.W., RUEGGEBERG F.A. et ADAIR S.M. Ultra-conservative and cariostatic sealed restorations: results after 10 years. JADA ; 129 : 55-66, 1998
148. MERTZ-FAIRHURST E.J., SCHUSTER G.S., FAIRHURST C.W. Arresting caries by sealants: results of a clinical study. JADA ; 112 : 194-7, 1986
149. MEURMAN J.H. et TEN CATE J.M. Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. Eur J Oral Sci 104 (Pt 2) : 199-206, 1996

150. MEURMAN J.H, TOSKALA J., NUUTINEN P. et KLEMETTI E. Oral and dental manifestations in gastroesophageal reflux disease. *Oral surg oral med oral pathol* 78 : 583-589, 1994
151. MILLER C., BLIQUE M. et LASFARGUES J.J. Les conseils diététiques en dentisterie préventive. *Réalités Cliniques* 11 : 33-49, 2000
152. MILLER C. et GUEZ D. Contrôle des plaques bactériennes et prévention des maladies carieuses et parodontales. *Réal Clin* 10 : 557-570, 1999
153. MILOSEVIC A. et O'SULLIVAN E., Royal College of Surgeons of England Diagnosis, prevention and management of dental erosion: summary of an updated national guideline. *Prim Dent Care* ; 15 : 11-12, 2008
154. MJÖR I.A., JOKSTAD A. et QVIST V. Longevity of posterior restorations. *Int Dent J* ; 40 : 11-17, 1990
155. MJÖR I.A. et NORDAHL I. The Density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* ; 41 : 401-412, 1996
156. MJÖR I.A. et WILSON N.H.F. The teaching of class I and class II direct composite restorations in North American dental schools. *J Am Dent Assoc* ; 129 : 1415-1421, 1998
157. MONTES M.A., DE GOES M.F., DA CUNHA M.R. et SOARES A.B. A morphological and tensile bond strength evaluation of unfilled adhesive with low-viscosity composites and filled adhesive in one and two coats. *J Dent*, 29 : 435-41, 2001
158. MONTICELLI F., GORRACCI C. et FERRARI M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mat* ; 20 : 176-83, 2004
159. MORTIER E. Etude des endommagements interfaciaux de restaurations dentaires polymérisées. Thèse Université Nancy UHP, 2009
160. MORTIER E., GERDOLLE D.A., DAHOUN A. et PANIGHI M.M Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behaviour in restorative polymers. *Am J Dent* ; 18 : 177-181, 2005
161. MORTIER E., GERDOLLE D.A., JACQUOT B. et PANIGHI M.M. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-Resin-based filling material. *Oper Dent* ; 29 : 669-676, 2004
162. MORTIER E., JAGER S., GERDOLLE D. et DAHOUN A. La microscopie électronique à balayage environnementale : application à l'observation des tissus dentaires minéralisés. *Actualités Odonto-Stomatologiques*, 2011 (sous presse)
163. MORTIER E., SIMON Y., DAHOUN A. et GERDOLLE D. Influence of curing mode with a LED unit on polymerization contraction kinetics and degree of conversion of dental resin-based materials. *J Dent Child (Chic)*, 76 (2) : 149-55, 2009
164. MOUNT G.J. Glass ionomer cement and future research. *Am J Dent* 7 : 286-292, 1994
165. MOUNT G.J. et HUME W.R. A new classification. *Australian Dental Journal* ; 43(3) : 153-9, 1998

166. MOUNT G.J. et HUME W.R. A revised classification of carious lesions by site and size. *Quintessence Int.* 28 : 301-303, 1997
167. MULLER-BOLLA M., VELLY A.M., LUPI-PEGURIER L. et BOLLA M. Le scellement des puits et fissures. Le point sur les études cliniques. *Revue Odonto Stomatol* ; 32 (3) : 191-214, 2003
168. MUNKSGAARD E.C. et FREUND M. Enzymatic hydrolysis of (di)méthacrylates and their polymers. *Scand J Dent Res*, 98 : 201, 1990
169. NAKABAYASHI N., KOYIMA K. et MASUHARA E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* ; 16 : 265-273, 1982
170. NAKABAYASHI N. Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. *J Jpn dent Mat Devices* ; 1 : 78-81, 1982
171. NEMCOVSKI C.E. Erosion-abrasion lesions revisited. *Compendium.* 17 : 416-423, 1996
172. NOMENCLATURE GENERALE DES ACTES PROFESSIONNELS (NGAP) restant en vigueur depuis la décision UNCAM du 11 mars 2005. Version Octobre 2008
173. NUNN J.H. Prevalence and distribution of tooth wear. In: *Tooth wear and sensitivity.* GE Martin Addy, W. Michael Edgar, Robin Orchardson Editors. Martin Dunitz. London ; p.93-104, 2000
174. OBRY-MUSSET A.M. Evolutions épidémiologiques en cariologie. *Réalités Cliniques* 10 : 503-514, 1999
175. OILO G. et OLSSON S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* ; 6 : 138-144, 1990
176. OPDAM N.J., ROETERS F.J., FEILZER A.J. et VERDONSCHOT E.H. Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* ; 26 : 555-562, 1998
177. ORTENGREN U., ELGH U., SPASENOSKA V., MILLEDING P., HAASUM J. et KARLSSON S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosthodont*, 13 : 141-7, 2000
178. ORTENGREN U., WELLENDORF H., KARLSSON S. et RUYTER I.E. Watersorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28 : 1106-15, 2001
179. O'SULLIVAN E., MILOSEVIC A. Royal College of Surgeons of England Dental Erosion guideline. www.rcseng.ac.uk/fds/clinical_guidelines, 2007
180. OYSAED H. et RUYTER I.E. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*, 65 : 1315-8, 1986
181. PASHLEY D.H. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material. *J Esthet Dent*, 3 : 46-50, 1981
182. PASHLEY D.H. Dentin permeability and its role in the biopathology of dentin sensitivity. *Archs Oral Biol* 39 : 73S-80S, 1994

183. PASHLEY D.H., MICHELICH V. et KEHL T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosth Dent* 66 : 531-537, 1981
184. PASHLEY D.H. et TAY Fr. Agressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on underground enamel. *Dent Mater* ; 17 : 430-44, 2001
185. PASHLEY E.L., TAO L., DERSON G. et PASHLEY D.H. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent Mat* 5 : 375-378, 1989
186. PEARSON G.J., WILLS D.J., BRADEN M. et MAC CABE J.F. The relationship between the thermal properties of composite filling materials. *J Dent* ; 8 : 178-181, 1980
187. PERDIGAO J. An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems (thesis) Leuven : van des Poorten, 1995
188. PERDIGAO J., LAMBRECHTS P., VAN MEERBECK B. et coll. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9 : 167-173, 1996
189. PERDIGAO J., LOPEZ L., LAMBRECHTS P., LEITAO J., VAN MEERBECK B. et VANHERLE G. Effects of self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* ; 10 : 141-6, 1997
190. PEUTZFELD A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Science* ; 105 : 97-116, 1997
191. PEUTZFELD A., SAHAFI A. et ASMUSSEN E. Characterisation of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* ; 16 : 330-336, 2000
192. Policy Statement on third-party reimbursement of costs related to dental sealants. *Pediatric Dentistry* ; 7 : 27, 2001
193. PRATI C., CHERSONI S., MONGIORGI R., MONTANARI G. et PASHLEY D.H. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24 : 66-72, 1999
194. PRIMOSCH R.E. et BARR E.S. Sealant use and placement techniques among paediatric techniques. *JADA* ; 132 : 1442-51, 2001
195. RASKIN A., SALOMON J.P., SABBAGH J. Les résines composites : classification-évolution. *Réalités Cliniques* vol.16, n°4, pp.297-312, 2005
196. RATHBURN M.A., CRAIG R.G., HANKS C.T. et FILSKO F.E. Cytotoxicity of a bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J Biomed Mater Res*, 25 : 443-57, 1991
197. RAVALD N. Root surface caries. *Curr Opin Periodontol* : 78-86, 1994
198. RAVALD N., BIRKHED D. et HAMP S. Root caries susceptibility in periodontally treated patients. Results after 12 years. *J Clin Periodontol* 20 : 124-129, 1993
199. REES J.S., O'DOUGHERTY D. et PULLIN R. The stress reducing capacity of unfilled resin in a class V cavity. *J Oral Rehabil* 9 : 422-427, 1999

200. ROMCKE R.G., LEWIS D.W., MAZE B.D et VICKERSON R.A. Retention and maintenance of fissure sealants over 10 years. *J Can Dent Assoc* ; 56 : 235-7, 1990
201. ROULET J.F., HERDER S. The adhesive inlay technique. In: *Bonded Ceramic Inlays*. Chicago : Quintessence, 1991 : 12-31
202. ROULET J.F. et ZIMMER S. La prévention : une stratégie efficace pour la santé dentaire. *Réal. Clin.* 10 : 467-482, 1999
203. ROUSSEL F. Sceller les puits et fissures. *Clinic* ; 26 (3) : 129-34, 2005
204. RUYTER I.E., NILNER K. et MOLLER B. Color stability of dental composite resin materials for crowns and bridge veneers. *Dent Mater* ; 3(5) : 246-251, 1987
205. SABBAGH J., RYELANDT L., BACHERIUS L., BIEBUYCK J.J., VREVEN J., LAMBRECHTS P. et LELOUP G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehab* ; 31(11) : 1090-1101, 2004
206. SCHEUTZEL P. Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104 (Pt 2) : 178-190, 1996
207. SCHUPBACH P., OSTERWALDER V. et GUGGEMHEIM B. Human root caries: microbiota in plaque covering sound, carious and arrested carious root surfaces. *Caries Res* 29 : 382-395, 1995
208. SHEINBENBOGEN A., MANHART J. et KUNZELMANN K.H. One year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthet Dent* ; 80 : 410-416, 1998
209. SIDERIOU I., TSERKI V. et PAPANASTASIOU G. Study of watersorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 24 : 655-65, 2003
210. SIEGAL M.D. Workshop on guidelines for sealant use. *J Public Dental Health* ; 55 : 259-311, 1995
211. SIMONSEN R.J. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatric Dentistry* ; 5 : 393-414, 2002
212. SMITH B.G. et KNIGHT J.K. An index for a measuring the wear of teeth. *Br Dent J* 156 : 435-438, 1984
213. SÖDERHOLM K.J.M. Filler leachability during water storage of six composite materials. *Scand J Dent Res*, 98 : 82-7, 1990
214. SÖDERHOLM K.J.M. et MARIOTTI A. Bis-GMA-based-resins in dentistry: are they safe ? *J Am Dent Assoc* ; 130 : 201-208, 1999
215. STANLEY H.R. Local and systemic responses to dental composites and glass ionomers. *Adv Dent Res*, 6 : 55-64, 1992
216. STANSBURY J.W. Curing dental resins and composites by polymerization. *J Esthet Dent.* ; 12 : 300-308, 2000
217. SUZUKI S., LEINFELDER K.F., KAWAI K. et TSUCHITANI Y. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent* ; 8 : 173-178 ; 1995

218. SWIFT E.J., PERDIGAO J. et HEYMAN H.O Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*, 26 : 95-110, 1995
219. SWIFT E.J., TRIOLO P.T., BARKMEIER W.W. et coll. Effect of low viscosity resins on the performance of dental adhesive. *Am J Dent* 9 : 100-104, 1996
220. TAMAI Y., TANAKA H. et NAKANISHI K. Molecular simulation of permeation of small penetrant through membranes. II. Solubilities. *Macromolecules*, 28 : 2544-54, 1995
221. TANAKA K., TAIRA M., SHINTANI H., WASAKA K. et YAMAKI M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible light cured dental composite resin then immersed in water. *J Oral Rehabil* 18 : 53, 1991
222. TAO L., PASHLEY D.H. et BOYD L. The effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strengths. *Dent Mater* ; 4 : 208-216, 1988
223. TASSERY H., BUKIET F., KOUBI S., ABOUDHARAM G. et TOCA E. Traitements restaurateurs des lésions cervicales d'usure. *Réalités Cliniques* vol.12, n°4, pp. 427-439, 2001
224. TASSERY H. et DEJOU J. *In vitro* assessment of polymerisation procedures in class2 restoration: sealing, FTIR and micro-hardness evaluations. *J Adhes Dent*, 2001
225. TAY F.R., KWONG S.M., ITTHAGARUN A., KING N.M., YIP H.K., MOULDING K.M. et PASHLEY D.H. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2 : 9-28, 2000
226. TAYLOR P. et BYERS V. The ultrastructure of intradental nerves in developing mouse molars. *Anat Res* 175 : 585-606, 1990
227. TENCATE J.M. Remineralization of caries lesions extending into dentin. *J Dent Res* 80 : 1407-1411, 2001
228. TENCATE J.M. What dental disease are we facing in the new millennium: some aspects of the research agenda. *Caries Res* 35 (suppl 1) : 2-5, 2001
229. TERRIER B., GREGOIRE G. et MILLAS A. Les sealants : quelles techniques d'emploi ? *Clinic* ; 21(7) : 477-85, 2000
230. THORDRUP M., FLEMMING I. et HORSTED-BINSLEV P. A 5 year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int* ; 32 : 199-205, 2001
231. UNEMORI M., MATSUYA Y., AKASHI A., GOTO Y. et AKAMINE A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent* ; 29 : 7-13, 2001
232. UNTERBRINK G.L. et LIEBENBERG W.H. Flowable resin composites as filled adhesives: literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30 : 249-267, 1999

- 233.** VAN MEERBEEK B., BRAEM M., LAMBRECHTS P. et VANHERLE G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent* 22 : 141-46, 1994
- 234.** VAN NOORT R. Introduction to dental materials. Ed Mosby, 2nd, p.43-49, 2002
- 235.** VENZ S. et DICKENS B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *J Biomed Mater Res*, 25 : 1231-48, 1991
- 236.** VÖLKEL W., COLNOT T., CSANADY G.A., FILSER J.G. et DEKANT W. Metabolism and kinetics of bisphenol A in humans at low doses following oral administration. *Chem Res Toxicol* ; 15(10) : 1281-1287, 2002
- 237.** VREVEN J. et VAN NIEUWENHUYSEN J.P. Hypersensibilités dentinaires. In P. Bercy et H. Tenenbaum : *Parodontologie : du diagnostic à la clinique*, Paris : De Boeck Université, pp. 223-233, 1996
- 238.** WENDT L.K. ET KOCH G. Fissure sealant in permanent first molars after 10 years. *Swed Dent J* ; 12 : 181-5, 1988
- 239.** WENDT L.K., KOCH G. et BIRKHED D. On the retention and effectiveness of fissure sealant in permanent molars after 15-20 years: a cohort study. *Community Dent Oral Epidemiol* ; 29 : 302-7, 2001
- 240.** WENDT S.L.Jr. et LEINFELDER K.F. Clinical evaluation of a heat-treated resin composite inlay: 3 years results. *Am J Dent* ; 5 : 258-262, 1992
- 241.** WILLEMS G., LAMBRECHTS P., BRAEM M., CELIS J.P. et VANHERLE G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* ; 8 : 310-319, 1992
- 242.** WILLEMS G., LAMBRECHTS P., BRAEM M., VUYLSTEKE-W.AUTERS M. et VANHERLE G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* ; 70 : 299-1305, 1991
- 243.** WILSON A.D. et KENT B.E. The glass-ionomer-cement: a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol* ; 21 : 313, 1971
- 244.** WOODMANSEY K.F. Recognition of bulimia nervosa in dental patients: implications for dental care providers. *Gen Dent* 48 : 48-52, 2000
- 245.** WORKSHOP ON GUIDELINES FOR SEALANT USE. *J of Public Health Dentistry* ; 55 : 263-73, 1995
- 246.** WORONKO G.A., ST GERMAIN H.A. et MEIERS J.C. Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent* 21 : 116-121, 1996
- 247.** YAP A.U.J., LEE H.K. et SABAPATHY R. Release of methacrylic acid from dental composites. *Dent Mater*, 16 : 172-9, 2000
- 248.** YAP A.U.J., YAP S.H, TEO C.K. et NG J.J. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Oper Dent* ; 29(3) : 275-279, 2004

- 249.** YIP H.K., LAM W.T.C., SMALES T.J. Fluoride release, weight loss and erosive wear of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J* ; 187 : 265-270, 1999
- 250.** YOSHIYAMA M., SANO S., EBISU S. et coll. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75 : 1404-13, 1996
- 251.** ZERO D.T. Etiology of dental erosion-extrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104 (Pt 2) : 162-177, 1996
- 252.** ZERO D.T. et LUSI A. Etiology of enamel erosion: intrinsic and extrinsic factors. In: *Tooth wear and sensitivity*. GE Martin Addy, W. Michael Edgar, Robin Orchardson editors. Martin Dunitz. London ; pp. 121-140, 2000

LISTE DES TABLEAUX

- Tableau 1 : guide de décision thérapeutique du concept SiSta (d'après Lasfargues et coll., 2000)
- Tableau 2 : tableau récapitulatif des différentes propriétés des résines composites selon leur famille et leur viscosité (source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)
- Tableau 3 : évaluation du risque carieux individuel (d'après Axelsson, 1998)

LISTE DES FIGURES

- Figure 1 : coffret de silicates
- Figure 2 : représentation schématique de la molécule époxy
- Figure 3 : représentation schématique des différentes classes de Black
- Figure 4 : représentation des différents sites de la classification SiSta (photos : E. Mortier)
- Figure 5 : représentation schématique des 5 stades d'altération tissulaire de la classification SiSta
- Figure 6 : représentation schématique d'une résine composite (source : Raskin, 2000 ; raskin-umvf.univ-nantes.fr)
- Figure 7 : représentation schématique de la molécule de Bis-GMA
- Figure 8 : représentation schématique de la molécule d'UDMA
- Figure 9 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA
- Figure 10 : échantillon de résine micro-hybride ormocer (Admira®, Voco) simplement extrudé de la seringue et photopolymérisé, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X10000) (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 11 : classification des résines composites en fonction de la taille des particules de charges (source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)
- Figure 12 : représentation schématique de la molécule de silane (ici une molécule de γ -(méthacryloxy)propyltriméthoxysilane)
- Figure 13 : représentation schématique, en fonction du nombre de matériaux commercialisés, des différentes familles de composites en 2005 (source : raskin-umvf.univ-nantes.fr)
- Figure 14 : exemple de composite fluide, coffret de Grandio Flow® (Voco), 65,6% vol., 80% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA, TEGDMA et HEDMA
- Figure 15 : exemple de composite fluide, coffret de Grandio So – Heavy Flow® (Voco), 83% en masse de charges minérales dans une matrice de méthacrylates
- Figure 16 : exemple de composite fluide, seringue de Filtek Flow Supreme XTE® (3M ESPE), 46% vol., 65% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA, TEGDMA et résines procrylates
- Figure 17 : exemple de composite ultra-fluide, coffret de Grandio Seal® (Voco), 70% en masse de charges minérales, matrice Bis-GMA et TEGDMA
- Figure 18 : interface dentine/matériau après réalisation d'une cavité de classe V en face vestibulaire de molaire mandibulaire, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X1000) (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 19 : surface amélaire d'une face proximale de prémolaire sans traitement de surface préalable, vue en microscopie électronique à

balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)

- Figure 20 : surface amélaire de la même face proximale de prémolaire après mordantage à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% pendant 30 secondes, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (photo : S. Jager et E. Mortier)
- Figure 21 : aéro-polisseur AirFlow S2® (EMS) propulsant un mélange d'eau et de particules de bicarbonate de soude de 125µm autorisant le nettoyage d'une surface amélaire avant mordantage
- Figure 22 : seringue de gel d'acide orthophosphorique de mordantage Vococid® (Voco) titré à 34,5%
- Figure 23 : surface dentinaire sans traitement de surface préalable, les tubulis ne sont pas décelables car recouverts par les boues de fraisage, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 24 : surface dentinaire identique à la figure précédente après traitement à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% durant 15 secondes, la couche de boue dentinaire est supprimée, les tubulis apparaissent, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000) (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 25 : vue de l'intérieur d'un tubuli dentinaire après traitement de surface à l'acide citrique permettant la déminéralisation partielle de la structure minérale et laissant apparaître la trame collagénique, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X40000) (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 26 : exemple de système M&R2, l'Adper ScotchBond® (3M ESPE)
- Figure 27 : exemple de SAM1 conditionné en flacon, l'Iperbond® (Itena)
- Figure 28 : exemple de SAM1 conditionné en dose unitaire, le Futurabond® (Voco)
- Figure 29 : interface au niveau d'un échantillon de résine micro-hybride ormocer (Admira®, Voco), vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X1000). Visualisation de la génération de contraintes liées à la contraction de prise du matériau collé au cours de sa photopolymérisation et qui a engendré une décohésion du matériau, une rupture au sein même de la couche adhésive et même des microfissures du substrat dentinaire (source : Mortier et coll., 2011)
- Figure 30 : différents coffrets de polissage. On peut dissocier les systèmes de polissage qui combinent l'utilisation de fraises suivies de cupules, des systèmes utilisant des disques abrasifs de granulométrie décroissante.
- Figure 31 : digue Dental Dam® (Hygenic), digue en latex
- Figure 32 : digue Flexi Dam non latex® (Roeko), digue en silicone
- Figure 33 : digue Flexi-Dam Framed® (Hygenic), digue en silicone avec cadre intégré
- Figure 34 : coffret Clinpro™ Sealant® (3M ESPE)
- Figure 35 : face occlusale de molaire maxillaire aux sillons anfractueux
- Figure 36 : mordantage à l'acide orthophosphorique à 34,5% (Vococid®, Voco) durant 30 secondes

- Figure 37 : surface amélaire à l'aspect blanc-crayeux après mordantage, rinçage et séchage minutieux
- Figure 38 : mise en place du composite Clinpro™ Sealant® ; on note sa couleur rose avant polymérisation
- Figure 39 : surface occlusale après photopolymérisation du composite ; on note le changement de la couleur du matériau
- Figure 40 : carie de sillon d'une molaire maxillaire
- Figure 41 : cavité de carie réalisée à l'aide de fraises diamantées
- Figure 42 : mordantage à l'acide orthophosphorique à 34,5% (Vococid®, Voco) de la cavité et de l'ensemble des sillons
- Figure 43 : application de l'adhésif M&R2 (Adper ScotchBond XP®, 3M ESPE) à l'aide d'une microbrosse
- Figure 44 : photopolymérisation de la couche d'adhésif
- Figure 45 : application de la couche de résine composite fluide GrandioFlow®, Voco qui sera photopolymérisée
- Figure 46 : application de la couche de résine composite ultra-fluide GrandioSeal®, Voco, recouvrant l'obturation et l'ensemble des sillons avant photopolymérisation finale
- Figure 47 : 1^{ère} séance clinique de la réalisation d'un onlay sur 36 avec déplacement coronaire de la marge cervicale (photos : Gerdolle et coll., 2010)

TABLE DES MATIERES

1. Introduction

2. Historique des résines composites

- 2.1.1. Développement des systèmes adhésifs et matériaux adhésifs
- 2.1.2. De 1930 à 1940 : introduction et développement des résines adhésives
- 2.1.3. En 1954 : Buonocore et le mordantage à l'acide phosphorique à 85%
- 2.1.4. En 1959 : Bowen et la résine Bis-GMA
- 2.1.5. En 1971 : Wilson et Kent et les ciments-verres-ionomères
- 2.2. Vers une nouvelle approche thérapeutique : le modèle médical préventif
 - 2.2.1. La classification de Black et ses principes de taille
 - 2.2.2. La classification de Mount et Hume
 - 2.2.3. La classification SiSta

3. Nature des composites

- 3.1. Généralités et principales évolutions structurales et chimiques
- 3.2. Matrice organique (phase dispersante)
 - 3.2.1. Rôle de la matrice organique
 - 3.2.2. La résine matricielle
 - 3.2.3. Les contrôleurs de viscosité ou diluants
 - 3.2.4. Les inhibiteurs de prise
 - 3.2.5. Les agents de polymérisation
- 3.3. Charges (phase dispersée)
 - 3.3.1. Rôle des charges
 - 3.3.2. Nature des charges
 - 3.3.2.1. Les charges minérales
 - 3.3.2.2. Les charges organiques et organo-minérales
 - 3.3.3. Dimension des charges
 - 3.3.4. Morphologie des charges
 - 3.3.5. Pourcentage des charges
- 3.4. Agent de couplage (silane)

4. Les différentes classifications des composites

- 4.1. En fonction de la dimension et de la nature des charges
 - 4.1.1. Pourquoi est-elle la plus usitée ?
 - 4.1.2. Composites macrochargés
 - 4.1.3. Composites microchargés et microchargés renforcés
 - 4.1.4. Composites hybrides, micro-hybrides et micro-hybrides nanochargés
- 4.2. En fonction de la viscosité
 - 4.2.1. Les composites de viscosité moyenne
 - 4.2.2. Les composites fluides
 - 4.2.3. Les composites compactables
 - 4.2.4. En fonction du mode de polymérisation
 - 4.2.5. La chémozopolymérisation
 - 4.2.6. La photopolymérisation
 - 4.2.7. La polymérisation duale
 - 4.2.8. En fonction de l'indication clinique
 - 4.2.9. Les composites pour reconstitutions coronaires
 - 4.2.10. Les composites pour reconstitutions coronno-radiculaires

5. L'adhésion aux tissus dentaires minéralisés

- 5.1. Principe de l'adhésion
- 5.2. L'adhésion à l'émail
- 5.3. L'adhésion à la dentine
- 5.4. Evolution des différents systèmes d'adhésion
- 5.5. Classification des adhésifs selon leur mode d'action
 - 5.5.1. Les systèmes avec mordantage préalable et rinçage (M&R)
 - 5.5.1.1. Les systèmes M&R3 (mordantage et rinçage 3 étapes)
 - 5.5.1.2. Les systèmes M&R2 (mordantage et rinçage 2 étapes)
 - 5.5.2. Les systèmes auto-mordantants (SAM)
 - 5.5.2.1. Les systèmes SAM2 (systèmes auto-mordantants 2 étapes)
 - 5.5.2.2. Les systèmes SAM1 (systèmes auto-mordantants 1 étape)
- 5.6. Conclusion sur les systèmes adhésifs

6. Propriétés des résines composites

- 6.1.1. Propriétés mécaniques
- 6.1.2. Résistance à la traction et à la compression
- 6.1.3. Résistance à la flexion
- 6.1.4. Module de Young ou module d'élasticité
- 6.1.5. Dureté

- 6.1.6. Vieillessement et usure
- 6.1.7. Conclusion sur les propriétés mécaniques des résines composites
- 6.2. Propriétés physico-chimiques
 - 6.2.1. Retrait de polymérisation
 - 6.2.2. Conductivité thermique
 - 6.2.3. Coefficient de dilatation thermique
 - 6.2.4. Absorption hydrique et solubilité
- 6.3. Propriétés radiographiques
- 6.4. Propriétés optiques
- 6.5. Aptitude au polissage
- 6.6. Propriétés biologiques
 - 6.6.1. Composition et libération de substances
 - 6.6.2. Toxicité
 - 6.6.3. Effet local
 - 6.6.4. Prolifération bactérienne
 - 6.6.5. Sensibilités post-opératoires
- 6.7. Conclusion sur les propriétés des résines composites

7. Indications des résines composites fluides

- 7.1. Le scellement des sillons, puits et fissures
 - 7.1.1. Prévention et rôle du scellement
 - 7.1.2. Evaluation du risque carieux individuel (RCI), diagnostic et prise de décision thérapeutique
 - 7.1.3. Choix du matériau selon l'isolation
 - 7.1.4. Scellement de sillons à l'aide de résines composites
 - 7.1.4.1. Choix du composite
 - 7.1.4.1.1. Rôle des charges
 - 7.1.4.1.2. Rôle de la coloration
 - 7.1.4.2. Protocole opératoire
 - 7.1.4.3. Utilité du système adhésif
 - 7.1.4.4. Importance du suivi et réévaluation
 - 7.1.4.5. Conclusion sur le scellement des puits et fissures
- 7.2. Obturation des cavités occlusales de faible profondeur
 - 7.2.1. Généralités
 - 7.2.2. Protocole opératoire
- 7.3. Lésions cervicales
 - 7.3.1. Particularités locales, histologiques et environnementales
 - 7.3.2. Lésions d'origine carieuse
 - 7.3.2.1. Etiopathogénie

- 7.3.2.2. Type de lésion
- 7.3.2.3. Traitement étiologique
- 7.3.2.4. Traitement chimique
- 7.3.2.5. Traitement restaurateur
 - 7.3.2.5.1. Choix des matériaux
 - 7.3.2.5.2. Choix du type de composite
 - 7.3.2.5.3. Protocole opératoire pour les restaurations à l'aide de résines composites fluides
 - 7.3.2.5.4. Réévaluation – Limites
- 7.3.2.6. Lésions d'origine non carieuse
- 7.3.2.7. Phénomènes mis en jeu
 - 7.3.2.7.1. L'abrasion
 - 7.3.2.7.2. L'érosion
 - 7.3.2.7.3. La fragmentation
- 7.3.2.8. Type de lésion
- 7.3.2.9. Traitement initial – Modification des différents facteurs aggravants
- 7.3.2.10. Traitement restaurateur
 - 7.3.2.10.1. Evaluation de la nécessité de restaurer
 - 7.3.2.10.2. Choix des matériaux
 - 7.3.2.10.3. Choix du système adhésif
 - 7.3.2.10.4. Protocole opératoire pour les restaurations à l'aide de résines composites fluides
 - 7.3.2.10.5. Réévaluation – Limites
- 7.3.3. L'hyperesthésie dentinaire cervicale
 - 7.3.3.1. Généralités
 - 7.3.3.2. Mécanismes – Différentes théories
 - 7.3.3.3. Diagnostic
 - 7.3.3.4. Approche thérapeutique globale
 - 7.3.3.4.1. Traitement restaurateur en cas d'échec
 - 7.3.3.4.2. Choix des matériaux
 - 7.3.3.4.3. Protocole opératoire
- 7.4. Fond de cavité - Substitut dentinaire
 - 7.4.1. Rôles du substitut dentinaire
 - 7.4.1.1. Protection dentino-pulpaire
 - 7.4.1.2. Comblement des contre-dépouilles – réalisation d'un fond plat
 - 7.4.1.3. Déplacement coronaire de la marge cervicale avant collage d'onlays
 - 7.4.2. Choix du substitut dentinaire
- 7.5. Joint de finition des restaurations
 - 7.5.1. Étanchéité du joint des restaurations
 - 7.5.2. Solutions envisageables pour palier le déficit d'étanchéité d'anciennes restaurations
 - 7.5.3. Prise de décision face à un joint défectueux

8. Conclusion

BIBLIOGRAPHIE

LISTE DES TABLEAUX

LISTE DES FIGURES

JAGER Stéphanie – Les résines composites fluides : données actuelles.
Nancy 2011 : 142 f. ; 47 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-1 : 2011

Mots clés :

- Odontologie conservatrice
- Matériaux d'obturation
- Résine composite
- Résine composite fluide (*flow*)

Résumé :

JAGER Stéphanie – Les résines composites fluides : données actuelles.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-1 : 2011

Les matériaux polymères ont constitué une évolution remarquable au cours de ces dernières années. Les résines composites, apparues dans les années 60, ont considérablement modifié les possibilités thérapeutiques des praticiens. Leurs compositions ont évolué au fil du temps et on a ainsi pu voir apparaître en 1996 des résines composites fluides obtenues par diminution du taux de charges ou inclusion d'une proportion importante d'abaisseurs de viscosité.

Après avoir établi un bref historique et détaillé la nature des composites ainsi que leurs différentes classifications, nous parlerons de l'adhésion aux tissus dentaires minéralisés et des propriétés des résines composites. Enfin, nous détaillerons les différentes indications cliniques des résines composites fluides, depuis le scellement des puits et fissures, les obturations de faible profondeur, les obturations de lésions en site cervical, en passant par les substituts dentinaires, le comblement de contre-dépouilles, le déplacement coronaire de la marge cervicale avant collage d'onlays jusqu'à la restauration d'interfaces endommagées.

Membres du jury :

Pr P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
Dr D. DESPREZ-DROZ	Maître de Conférences	Juge
<u>Dr E. MORTIER</u>	<u>Maître de Conférences</u>	<u>Juge</u>
Dr Y. SIMON	Ancien A.H.U.	Juge

Adresse de l'auteur :

Stéphanie JAGER
1, rue Etienne Cournault
54000 Nancy

