

**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**

**Université Saad Dahleb - Blida**

**Faculté de médecine département de médecine dentaire**

## **Mémoire**

Présenté par :

**IKENE Chahine**  
**BELLAIFA Houria**  
**KHOBAIZI M'barka**  
**GBERBI Izdihar**

Pour obtenir le diplôme de  
*Docteur en médecine dentaire*

Sujet :

*LES COMPOSITES EN OCL*

Encadré par : **Dr Smida**

**Année universitaire : 2012-2013**

## *Remerciements :*

*Ce travail a été réalisé à l'Université SAAD DAHLEB de Blida. au sein du service d'odontologie conservatrice de la clinique Ahmed Zabana*

*Je tiens tout d'abord à exprimer ma reconnaissance à Docteur Smida.*

*Mes remerciements vont à ma promotrice Dr Smida pour m'avoir confié ce sujet pour ses conseils, ses encouragements, sa patience et son soutien et l'aide précieuse qu'elle m'a apportée lors de la réalisation de ce mémoire.*

*Je remercie Dr Hadji chef du service de l'unité Zabana et le chef du département Dr Zeggar.*

*J'adresse mes remerciements à tout étudiant et étudiante en médecine dentaire en spécificité mes collaborateurs et mes enseignants.*

*En fin, je remercie également tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce travail.*

*Merci aussi à tous ceux que j'ai pu oublier.*

# SOMMAIRE

## **1. Introduction**

## **2. Rappel préliminaire**

- 2.1. L'odontologie conservatrice et l'endodonte
- 2.2. La classification des types de cavités et des pertes de substances

## **3. Historique**

## **4. Le système adhésif**

- 4.1. Définition
- 4.2. Principe de collage
- 4.3. L'adhésion à l'email
- 4.4. L'adhésion à la dentine
- 4.5. La structure chimique des adhésifs
- 4.6. La classification des systèmes adhésifs
- 4.7. Choix de l'adhésif

## **5. Les résines composites**

- 5.1. Définition
- 5.2. Composition et structure des composites
- 5.3. La classification des composites
- 5.4. Les avantages et les inconvénients des composites
- 5.5. Les propriétés des composites
- 5.6. L'évolution des composites et des systèmes adhésifs
- 5.7. Les différentes utilisations des composites
- 5.8. Protocole de mise en place des composites et conseils d'utilisation

## **6. Conclusion**

### **Bibliographie**

### **Liste des figures**

### **Liste des tableaux**

## Liste des figures :

Figure 1 : schématisation des lésions carieuses selon le concept SiSta.

Figure 2 : les stades évolutifs de la classification SiSta.

Figure 3 : organisation prismatique de l'émail sain.

Figure 4 : surface amélaire d'une face proximale d'une prémolaire sans traitement de surface préalable.

Figure 5 : surface amélaire de la même face proximale de la prémolaire après mordantage.

Figure 6 : structure dentinaire.

Figure 7 : surface dentinaire sans traitement de surface préalable.

Figure 8 : surface dentinaire après traitement à l'acide phosphorique.

Figure 9 : image électronique de dentine déminéralisée en surface à l'acide phosphorique.

Figure 10 : couche hybride et bride résineuse.

Figure 11 : image électronique de défaut de la couche hybride.

Figure 12 : classification des systèmes adhésifs : M&R 3 et 2, les SAM 2 et 1.

Figure 13 : illustration schématique de la couche hybride.

Figure 14 : représentation schématique d'une résine composite.

Figure 15 : représentation schématique de la molécule du Bis-GMA.

Figure 16 : représentation schématique de la molécule d'UDMA.

Figure 17 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA.

Figure 18 : représentation schématique du silane.

Figure 19 : représentation sous forme de diagramme des divers types de résine composites.

Figure 20 : vue en coupe d'une reconstitution d'un incisif-vectrice single.

Les figures de la 21 jusqu'à la 32 : représentent les différentes utilisations des composites.

Figure 33 : Inlay-core avec tenon en fibre de verre.

Figure 34 : essayage de l'Inlay-core.

Figure 35 : vue finale après le collage.

Les figures de la 36 jusqu'à la 38 : protocole d'une restauration antérieure.

Les figures de la 39 jusqu'à la 46 : protocole d'une restauration postérieures (cas 1).

Les figures de la 47 jusqu'à la 55 : protocole d'une restauration postérieures (cas 2).

Figure 46 : un matériel spécifique et nécessaire pour les coffrages et le modelage et la finition.

**Liste des tableaux :**

Tableau le contenuum verres ionomères-composites.

## **1. Introduction :**

Dans la pratique quotidienne les chirurgiens dentistes sont amènes à faire des Obturations définitives à l'aide de différents matériaux cependant Les problèmes esthétiques et électrochimiques des amalgames, la fragilité, la solubilité et la mauvaise biocompatibilité des silicates et des résines PMMA (Poly Méthyle Méthacrylates), ont conduit au développement d'un nouveau type de matériau dans les années 60 : les

Résines composites. Celles-ci ont donc été développées pour palier notamment les insuffisances esthétiques des obturations précédentes : Les silicates et les résines acryliques.

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

1955 : Buonocore introduit la notion de « mordantage ».

1956 : Bowen crée le Bis-GMA (di méthacrylate glucidique de bisphénol A).

1962 : Bowen dépose le brevet du Bis-GMA.

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

## **2. Rappel préliminaire :**

### **2.1. L'odontologie conservatrice et l'endodonte :**

L'endodonte est composé de deux parties :L'une minéralisée c'est la dentine et l'autre c'est le paquet vasculo-nerveux (la pulpe) et englobe les relations fonctionnelles et structurales du système (dentine-pulpe).

La dentine comprend :

- Les odontoblastes et leurs prolongements cytoplasmiques (fibres de tomes).
- les tubules dentinaires.
- ia dentine péri tubulaire.
- la dentine inter tubulaire.
- manthle dentine.

La pulpe est formée d'un tissu conjonctif lâche en plus des odontoblastes elle contient des fibroblastes, des cellules de défense. La pulpe est un paquet vasculo-nerveux qui assure la vitalité de la dent.

L'odontologie conservatrice consiste à préserver et guérir toutes les pathologies affectant cet endodonte.

## **2.2. Classification des types de cavités et des pertes de substances :**

### **2.2.1. Ancienne classification : les cavités dites de Black :**

En 1908, Black proposa une classification des atteintes carieuses en fonction de leur localisation. Il présente cinq types de cavités sans préjuger de la forme de la perte de substance qu'il numérotait en chiffres romains.

- Classe I : cavité de carie siégeant dans les dépressions anatomiques des dents c.-à-d. 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 incisifs 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 de collet.

### **2.2.2. La Classification de Mount et Hume :**

L'évolution en cariologie a conduit à la mise au point du modèle médical préventif qui permet de ne pas intervenir chirurgicalement en première intention sur les lésions débutantes grâce à des techniques de réversion ou de reminéralisations.

Lorsqu'il est nécessaire de procéder à l'élimination des tissus infectés, cette approche médicale consiste à préserver au maximum la substance dentaire et à utiliser pour restaurer la perte de substance, les matériaux les plus adaptés.

A la lumière de ces évolutions, les principes de Black sont devenus obsolètes. Ceci a poussé Mount et Hume à établir en 1997 une nouvelle classification des lésions carieuses définie par



trois sites, correspondant aux zones de rétention de la plaque bactérienne et par quatre tailles de lésions déterminées par l'extension de la carie.

### 2.2.3. La classification de SISTA (site et stade) :

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 le quel une réversion de la lésion sans cavitation est possible.

Cette classification est reposée sur trois principes : principe d'économie tissulaire, principe d'adhésion et principe de bio-intégration.

Les sites sont définis comme ceci :

-Site 1 : les lésions initiées au niveau des puits, fissures et autres défauts de l'émail, correspondant à la classe I de Black.

-Site 2 : les lésions initiées au niveau des aires de contact entre les dents adjacentes antérieures et postérieures, correspondant aux classes II, III, IV de Black.

-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, correspondant à la classe V de Black.

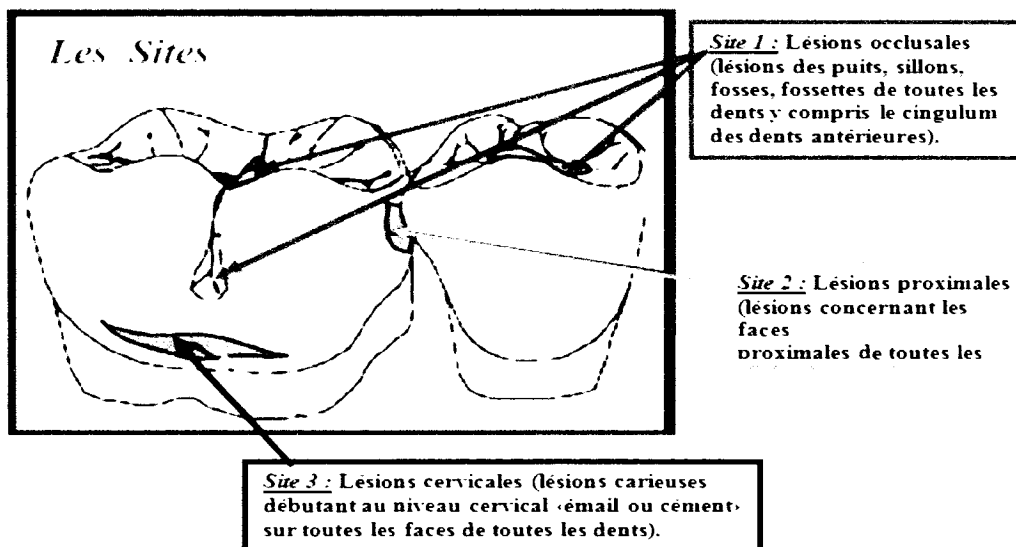


Figure. 1: Schématisation Des Lésions Carieuses selon Le Concept Si/Sta

Les stades sont définis comme ceci :

-Stade 0 : concerne les lésions dont la taille va de la lésion initiale à la jonction amérodentinaire (lésions alors reminéralisables) ne nécessitant pas un traitement chirurgical et pouvant être traité par prophylaxie.

-Stade 1 : concerne les lésions avec micro-cavitation de surface ayant progressé jusqu'à le tiers externe de la dentine et nécessitant une intervention restauratrice.

-Stade 2 : concerne les lésions cavitaires de taille modérée ayant progressé dans le tiers médian de la dentine et nécessitant une intervention restauratrice.

-Stade 3 : concerne les lésions cavitaires étendues ayant progressé dans le tiers interne de la dentine et nécessitant une intervention restauratrice.

-Stade 4 : concerne les lésions extensives atteignant les zones dentinaires para-pulpaire, effondrement de la crête marginale et destruction partielle de plusieurs cuspidés nécessitant une intervention restauratrice.

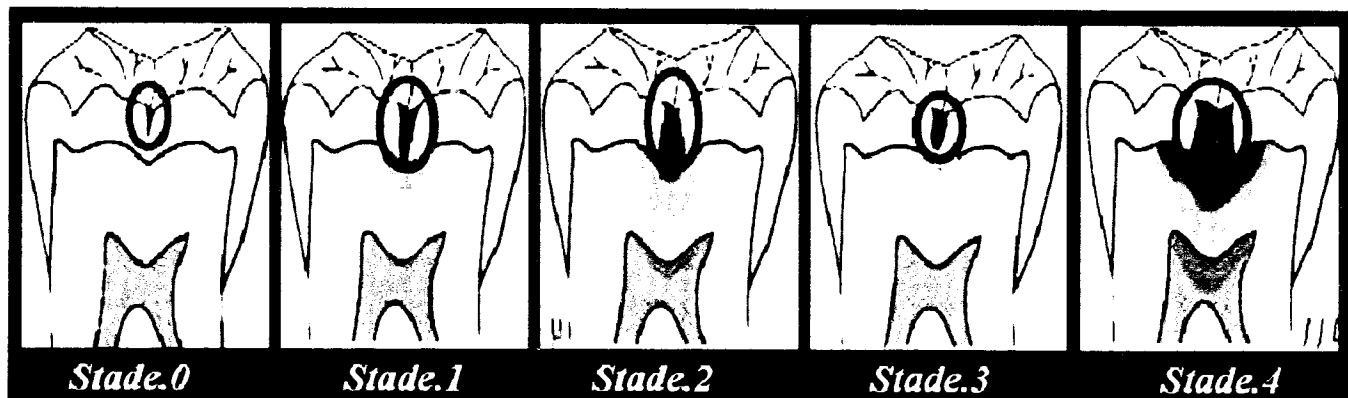


Figure.2 : les stades évolutifs de la classification SiSta

La classification SISTA présente cependant deux inconvénients :

- Elle n'intègre pas le problème de la conversion ou non de la vitalité pulpaire.
- Elle est peut adéquat sur le site 3, pour le quel les techniques de reminéralisation sans restauration peuvent s'étendre aux lésions cavitaires de la dentine radiculaire.

### 3. Historique :

Aujourd'hui, l'usage des résines composites a considérablement changé la pratique de la dentisterie restauratrice. En effet, ces nouveaux matériaux aux qualités esthétiques indiscutables sont employés dans de nombreuses situations comme dans la restauration de pertes de substances, dans la modification de la forme ou de la teinte d'une dent, dans la

prévention de la carie dentaire ou encore dans le collage des brackets orthodontiques. Si la pratique de la dentisterie adhésive se banalise par l'usage quotidien qu'en font les chirurgiens dentistes, il n'en a pas toujours été ainsi. « La longue marche vers la maîtrise de ce matériau aura duré plus d'un demi siècle jalonné d'espoirs et de déceptions et rythmé par des découvertes mineures ou majeures de la dentisterie adhésive » (Lasfargues, 2007).

L'histoire du composite revenant un peu au jour où l'amalgame d'argent fut mise au point et préconisé comme matériau d'obturation plastique en remplacement de l'or. En effet, l'absence totale d'esthétique de ce nouveau matériau métallique et le peu de succès qu'il rencontra, au début, parmi les membres de la profession, incitèrent certains chercheurs à l'époque à mettre au point un matériau plus esthétique, au moins pour les dents antérieures.

C'est le silicate d'alumine qui fut l'ancêtre et, son utilisation se prolongea pendant un demi-siècle. Ses défauts qui à l'époque semblaient inéluctables s'avèrent à long terme de plus en plus gênants ; du fait de leur absence d'adhésion et, de leur manque de résistance sous faible épaisseur, la taille de volumineuses cavités s'imposait avec pour corollaire une perte tissulaire.

Pendant un temps, les résines méthacryliques ont représenté un espoir vite déçu. En effet, si elles étaient immédiatement esthétiques, elles présentaient rapidement de nombreux défauts. Les résines composites sont ainsi nées et en ouvrant le domaine de la dentisterie adhésive ont rendu possible la réalisation d'un concept biologique fondamental, celui de l'économie tissulaire, ouvrant les premières des techniques dites adhésives. L'histoire de l'adhésion aux tissus dentaires commence au début des Années 50. Le chimiste suisse dépose le premier brevet d'un adhésif à usage dentaire (Hagger 1951). Ce produit, qui sera commercialisé sous le nom de Sevricon, contenait déjà un monomère réactif, le diméthacrylate de l'acide glycérophosphorique (GPDM) associé à un mode de chimio-polymérisation efficace en milieu acide. Kramer & Mac Lean publient en 1952 la première exploitation du brevet de Hagger. Il est amusant de constater que ces auteurs, observant l'interface dentine-Sevricon avec des méthodes de l'histologie optique, ont identifié une couche intermédiaire entre le tissu et le matériau qu'ils ont nommé « intermédiaire layer ». En fait, ils avaient mis en évidence pour la première fois la couche hybride ! Il faudra attendre 30 ans pour voir décrits le concept et l'intérêt de la couche hybride pour l'adhésion à la dentine (Kramer & Mac Lean, 1952). Puisque ce n'est qu'en 1991 que Nakabayashi et ses collaborateurs élaboraient le principe de la couche hybride. De plus, Hagger proposait déjà de stratifier son matériau pour éviter la rétraction de prise lors de la polymérisation. Parallèlement, un an après avoir proposé le principe du mordantage de l'émail (produisant

une interface adhésive) qui le rendra célèbre Buonocore publie en 1956 les résultats d'une expérimentation portant sur l'adhésion dentinaire d'un mélange contenant le même GPDM, après mordantage de la dentine à l'acide chlorhydrique. Ses résultats sont décevants avec une adhérence de 3 MPa (Buonocore et coll1956).

- **1952-1982 - la première génération ou période des pionniers:**

C'était en 1955 qu'on inventait la technique du mordantage de l'émail à l'acide phosphorique à 85 % permettant ainsi le micro-clavetage de la résine composite dans la dent. En 1959, Bowen met au point le Bis-GMA qui fait aujourd'hui encore partie intégrante de la matrice de très nombreuses résines composites même s'il est parfois remplacé par le (UDMA) proposé par Knight et ses collaborateurs en 1970.

- **1980-1985- la deuxième génération : les esters méthacryliques de l'acide phosphorique :**

A la fin des années 1970, l'utilisation sans cesse croissante des composites rend nécessaire d'optimiser l'adhésion et l'étanchéité à la dentine pour une meilleure longévité. L'école japonaise qui a déjà accepté le concept du mordantage total contrairement aux pays occidentaux est particulièrement innovante. Takeyama introduit le monomère 4 META en 1978 et Fusayama propose en 1979 le Phenyl P (Fusayama et coll., 1979, Atsuta et coll1982). Au début des années 80, 3M prend le brevet en 1982 d'un nouvel agent de couplage ou des groupements chloro-phosphores sont greffés sur un monomère dérivé du Bis GMA; ce sera la base du premier Scotchbond. Aux états unis et en Europe, on voit apparaître une série d'adhésifs présentant tous une fonction terminale phosphate acide. Ce sont les produits de la deuxième génération. La dentine ne subit aucun traitement préalable à leur application. Le potentiel d'adhérence dentinaire de ces produits s'avère cependant encore faible (5 MPa) et très inférieur à la rétention procurée par l'émail mordancé (15-20 MPa). En fait, cette valeur de 5 MPa ne correspondait qu'à l'adhérence de la boue dentinaire sur la dentine (Tao & Pashley, 1988).

A ce stade en 1971, Dart et Nemcock inventent la photopolymérisation des résines par lumière visible grâce au catalyseur alpha diketone amine rendant possible nos techniques actuelles de restaurations (Lasfargues, 2007).

- **1985-1991 –la troisième génération : Introduction de la notion de système adhésif :**

C'est l'association de plusieurs produits. La résine adhésive est couplée à une ou plusieurs solutions qui sont appliquées préalablement pour stabiliser les boues dentinaires et faciliter leur mouillage et leur infiltration sur les parois cavitaires. Cette génération est

représentée par 3 produits majeurs : Tenure (Den Mat) dérive d'une proposition de Bowen en 1982, Gluma Bond (Bayer) issu des travaux de Munsgaard et Asmussen et Scotchbond 2 (3M) (Bowen 1982, Munsgaard & Asmussen 1984). Ces systèmes ont permis d'élever la valeur moyenne de l'adhérence à la dentine, dans une fourchette de 8 à 12 MPa.

- **1990 –la quatrième génération : le concept du mordantage total :**

La quatrième génération est fondée sur le concept du mordantage simultané de l'émail et la dentine. Au niveau de la dentine, l'attaque acide permet d'éliminer l'essentiel de la boue et génère une déminéralisation du substrat sur une profondeur de quelques microns. Le but de ce traitement est de permettre la pénétration d'une résine adhésive à la fois dans les tubules et à l'intérieur du réseau de fibrilles protéiques dégagé par le mordantage dans les espaces inter et péri tubulaires. C'est le principe d'adhésion micromécanique de la couche hybride et des brides décrit Nakabayashi en 1982 et (Nakabayashi et coll., 1982), Il a fallu un profond changement d'esprit en occident, pour accepter ce qui est aujourd'hui une évidence. La boue dentinaire était alors considérée comme une barrière s'opposant à la diffusion des micro-organismes et des produits agressifs vers la pulpe. Kanca et Bertolotti ont été probablement les moteurs de cette révolution d'idée (Kanca 1990, Kanca 1991 Bertolotti 1992). Les systèmes de la quatrième génération mettent en jeu plusieurs étapes, généralement trois : la première est un mordantage acide de la surface dentinaire; la seconde consiste à favoriser le mouillage et la pénétration de la surface traitée à l'aide de ce qu'on appelle un primaire; la troisième c'est l'infiltration d'une résine adhésive qui doit co-polymériser avec le composite. L'adhésif après prise, doit assurer l'ancrage et l'étanchéité de la restauration.

All Bond développé par B Suh est le premier système caractéristique de cette génération qui a été largement commercialisé (Suh 1991). Bien d'autres produits ont suivi cette voie. L'apport clinique des adhésifs de la quatrième génération a été considérable. C'est l'avènement d'une nouvelle dentisterie adhésive plus fiable, peu mutilante et plus esthétique.

- **1995 –la cinquième génération :**

Au milieu des années 90, des systèmes adhésifs plus simples sont introduits sur le marché dentaire. Ils regroupent en un seul flacon, ce qui était présente dans les systèmes précédents.

Dans deux conditionnements différents : le primaire et la résine adhésive. Ils nécessitent toujours un mordantage préalable à l'acide phosphorique. Le concept fondamental du collage à la dentine reste inchangé. S'ils sont plus rapides et apparemment plus simples d'emploi, leur

pénétration requiert que la surface de dentine déminéralisée présente une certaine humidité résiduelle pour être suffisamment perméable. Ensuite on a connu les adhésifs auto-mordant en sixième génération puis la période de la septième génération (tous les 3 adhésifs en un), dont par des procédures thérapeutiques adéquates.

#### **4. Le système adhésif :**

Les adhésifs amélo-dentinaires sont des matériaux d'interfaces. Ils contribuent à former un lien idéalement adhérent et étanche entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration tel que le composite.

Leur champ d'indication est bien établi et leur apport à l'essor de thérapeutiques plus conservatrices, plus esthétiques et plus biocompatibles est tellement évident qu'il ne discute plus aujourd'hui. Les problèmes que posent ces produits révèlent de leur efficacité immédiate et dans la durée. On commence alors par quelques définitions avant de détailler aux adhésifs.

##### **4.1. Définition :**

###### **4.1.1. L'adhérence :**

Correspond à la force ou à l'énergie de séparation d'un assemblage collé. Il est pourtant nécessaire de savoir quel sera le comportement d'un joint collé, sa durabilité, en fonction des sollicitations auxquelles il sera soumis et de son environnement. C'est le but des tests d'adhérence qui mesurent la résistance d'un assemblage.

###### **4.1.2. Interphases et interfaces, mode de rupture :**

Un ensemble collé est une interphase (dent+adhésif+composite). Il y a deux interfaces entre chaque élément.

Une fracture adhésive est une fracture qui intervient aux interphases ; c'est le collage qui pose un problème.

Une fracture cohésive est une fracture dans la dent, dans la colle ou dans la restauration.

###### **4.1.3. L'étanchéité :**

C'est la capacité d'une interface à s'opposer aux passages des fluides. L'étanchéité marginale est l'un des facteurs majeurs qui déterminent la qualité fonctionnelle, l'innocuité

biologique et la longévité de la restauration. En effet, elle empêche l'infiltration périphérique des fluides buccaux et de leur contenu bactérien, et donc la récurrence carieuse. Elle permet aussi la prévention des douleurs postopératoires, la prévention des dyschromies marginales et participe indirectement à la rétention de la restauration.

L'étanchéité marginale doit être évaluée à l'échelle du micromètre pour l'étude de l'infiltration bactérienne et à l'échelle du nanomètre pour la compréhension des mécanismes de l'hypersensibilité dentinaire.

## **4.2. Principe de collage :**

### **4.2.1. Caractéristiques et avantages de l'adhésif :**

Les adhésifs amélo-dentaires ont apportés de nombreux avantages tels que :

- Une meilleure esthétique.
- La conservation du tissu dentaire.
- Le renforcement des structures dentaires affaiblies.
- La réduction des pertes marginales.
- Un panel de technique.

Ainsi, un adhésif amélo-dentinaire doit :

- Fournir un niveau élevé d'adhésion à l'émail et à la dentine.
- Fournir un collage immédiat et durable.
- Empêcher l'accès aux bactéries.
- Etre simple d'utilisation.

### **4.2.2. Critère d'une adhésion durable :**

Le critère le plus important de l'adhésion de deux matériaux est qu'ils soient en contacts suffisamment proche et intime. Quand les substrats sont solides, ce critère est rempli par l'intermédiaire de substances liquides que sont les adhésifs. Leur contact intime avec le substrat dépend :

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

La mouillabilité est plus précisément définie par la loi de Young-Dupre qui donne l'expression de l'angle de contact statique d'une goutte liquide (adhésif) déposée sur un substrat solide (émail, dentine).

La première condition du collage est l'étalement le plus parfait de l'adhésif sur le substrat. Cet étalement est sous la dépendance de trois énergies interfaciales :

- L'énergie de surface du substrat en saturation de vapeur de liquide.
- L'énergie de surface ou tension superficielle du liquide.
- L'énergie interfaciale solide-adhésif qui correspond aux liaisons qu'ils étanchent.

A l'équilibre, la valeur de l'angle de contact est reliée à ces trois énergies par la loi de Young.

Cette aptitude que présente une goutte d'adhésif à s'étaler plus ou moins intimement sur le substrat, est évaluée par des études de mouillabilité.

La rugosité de la surface influence également le mouillage d'une manière favorable lorsque l'angle de contact est inférieure à  $90^\circ$  et d'une manière défavorable lorsque l'angle de contact est supérieure à  $90^\circ$ .

### **4.3. L'adhésion à l'émail :**

#### **4.3.1. Composition et structure de l'émail :**

L'émail humain mature se compose :

- D'une phase minérale : représentant 96% en poids et 87 à 91% en volume.
- D'une phase organique : représentant 0,4% en poids et 2% en volume.
- D'une phase aqueuse : représentant 3,6% en poids et 7 à 11% en volume.

L'émail aprismatique est constitué uniquement de substance interprismatique.

L'émail prismatique est constitué de substance inter et intra-prismatique.

L'émail de surface est variable, il y a alternance aléatoire et non visible de l'émail aprismatique et prismatique.



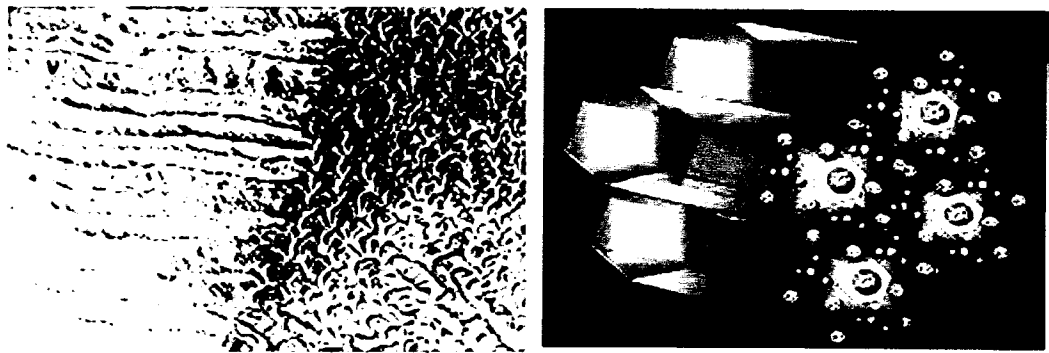


Figure.3 : Organisation prismatique de l'émail sain (LASFARGUE ; 2009)

#### 4.3.2. Principe de collage à l'émail :

Une surface d'émail non traitée est relativement lisse et non rétentive, recouverte de plaque bactérienne qui empêche tout contact intime d'un matériau avec la surface dentaire. Il faut donc traiter l'émail avant d'envisager un collage.

Les techniques adhésives ont débuté en 1955, lorsque BUONOCORE appliqua de l'acide phosphorique ( $H_3PO_4$ ) sur l'émail et prouva que la modification de la surface ainsi induite augmentait la rétention de pastille d'acrylique sur les dents humaines.

L'adhésion à l'émail est plus liée à la qualité du traitement de la surface qu'à la nature chimique de l'adhésif utilisé. Elle est toujours meilleure que celle à la dentine tant en terme d'étanchéité qu'en terme de valeurs d'adhérence. Il faut toujours la privilégier et la conserver.

L'économie amélaire est garante d'une longévité clinique plus élevée, il faut donc rechercher et conserver des limites périphériques amélaire. 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 : on parle de micro clavetage par des brides de résines (tags).

Selon la loi de JURIN LAPLACE, un système fluide, s'il a le choix entre des petites et des grandes anfractuosités, il a dans les deux mais quand même plus dans les petites (en plus grand quantité).

Le traitement préalable de la surface se fait en deux étapes :

Une étape de nettoyage suivi d'une étape de mordantage.

- **Le nettoyage :**

Son but est d'éliminer les absorbés salivaires. Pour se faire trois procédures peuvent être utilisées.

- **Bossette** : enduite d'un produit abrasif idéalement non fluoré, montré sur contre angle puis rinçage avec le spray air/eau.
- **Airo-polissage** : c'est la projection de bicarbonate de sodium dans un spray air/eau sous pression puis rinçage avec le spray air/eau pour éliminer les particules de bicarbonates.
- **Airo-abrasion** : c'est la projection de particules d'oxyde d'aluminium sous pression puis rinçage avec le spray air/eau.
- **Le mordantage** :

Il se fait à l'aide de l'acide phosphorique, permet d'obtenir des valeurs d'adhésion excellentes en agissant sur une épaisseur d'émail comprise entre 5 et 50 Um (en moyenne 5 à 10 Um avec les concentrations actuelles de l'acide phosphorique utilisé) par dissolution des régions inter prismatiques permettant ainsi une bonne exposition des prismes. On obtient alors une surface irrégulière et anfractueuse, possédante 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 phosphorique à 85% pendant 30 secondes (Buonocore, 1955).

Actuellement, les gels habituellement utilisés sont en général titrés entre 30 et 40%.

Le mordantage se fait par une réaction acide/base. En effet, l'hydroxy apatite contenu dans l'émail est un solide basique alors que la solution (ou gel) de mordantage est un acide. la réaction entre les deux donne la formation d'un sel (le phosphate de calcium) et d'eau.

Après mordantage, rinçage et séchage, on peut observer la disparition de la smear layer (boue dentinaire) et la dissolution sélective de l'émail selon deux schémas typiques :

- Dissolution de type I : le prisme est préférentiellement dissous, mettant en relief l'émail inter prismatique (profondeur=5Um).
- Dissolution de type II : L'émail inter prismatique est préférentiellement dissous, mettant en relief les prismes (profondeur=30Um), donc les conditions de mouillage sont alors établies.

Différents paramètres influent sur la qualité du mordantage :

- **La nature de l'acide** :

Il peut s'agir d'acides minéraux comme l'acide phosphorique (le plus couramment utilisé), d'acides organiques contre l'acide citrique ou bien de monomères acides comme les esters méthacryliques qui sont des primaires auto mordant.

- **La concentration de l'acide :**

Elle est idéalement comprise entre 15 et 40% si l'on souhaite obtenir des valeurs d'adhérence élevée, comprises entre 20 et 30 MPa et lutter ainsi efficacement contre les contraintes générées par le retrait et la polymérisation du composite, la visualisation du mordantage (aspect crayeux et mat) n'étant possible qu'à partir de concentration de 20%.

- **Le temps d'action de l'acide :**

Il doit être 15 et 60 secondes pour une efficacité maximale, au-delà des phosphates de calcium insolubles se créent bloquant ainsi les micros anfractuosités et s'opposant au micro clavetage.

- **La consistance de l'acide :**

Préférentiellement en gel pour une application plus rigoureuse et colorée pour contrôler l'élimination des excès au rinçage.

- **Le temps de rinçage :**

Le rinçage doit se faire avec le spray air/eau, il est 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 : salive, sang et fluide gingivale. une exposition d'une seconde est suffisante pour que les protéines s'absorbent sur l'émail mordancé et ne puissent pas être éliminé par un simple rinçage au spray. les adsorbats perturbent l'adhésion de la résine adhésif. Un nouveau traitement de 5 secondes serait alors nécessaire et nous rappelant ainsi le rôle majeur de la pose de digue.

- **Les limites de préparations cavitaires :**

En face occlusale, des biseaux peuvent être faits alors qu'on n'en fait pas en cervical, afin d'augmenter la surface d'émail disponible.

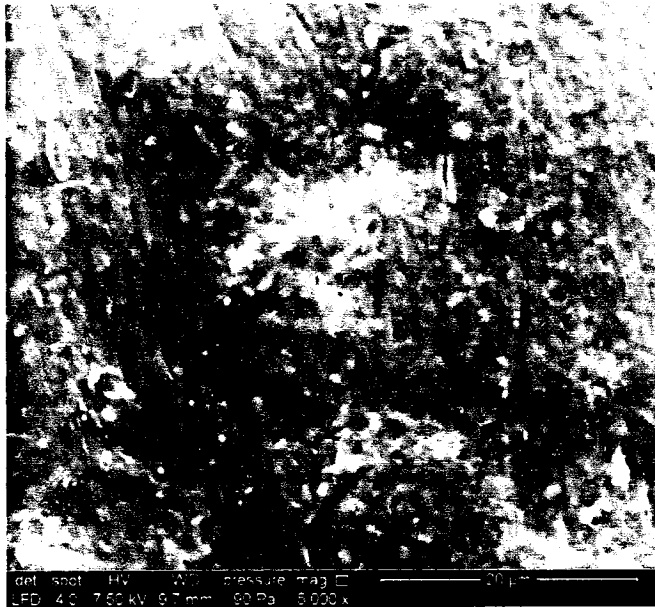


Figure.4 : surface amélaire d'une face proximale de prémolaire sans traitement de surface préalable, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)

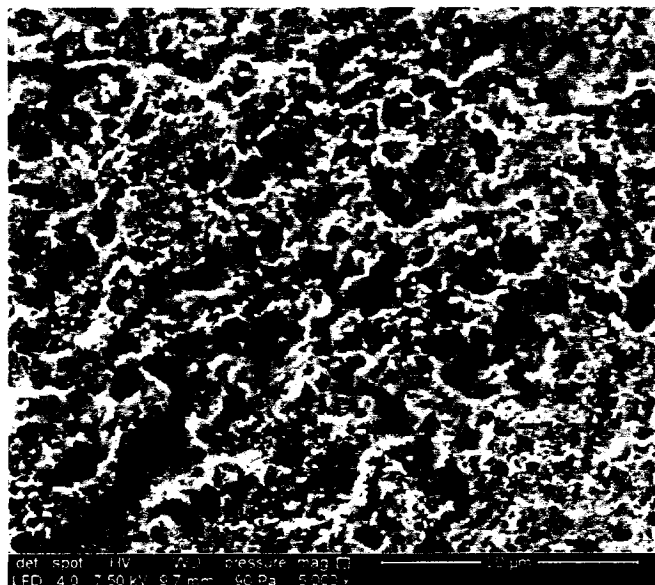


Figure .5 : surface amélaire de la même face proximale de prémolaire après mordantage à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% pendant 30 secondes, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)

#### 4.4. L'adhésion à la dentine :

##### 4.4.1. Composition et structure de la dentine :

Actuellement certaine famille d'adhésif (système SAM) ne repose pas sur le mordantage à l'acide phosphorique et la suppression de la boue dentinaire mais sur une modification et une dissolution partielle de la boue dentinaire par l'emploi des monomères acides contenus dans les primaires d'adhésion.

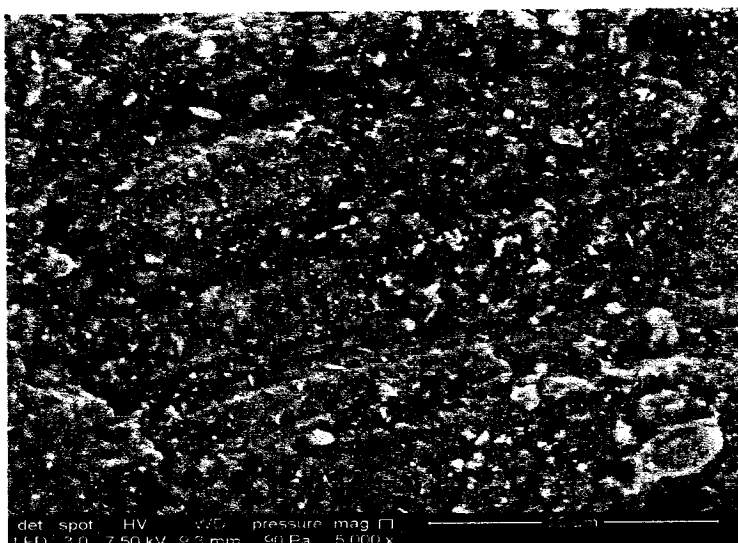


Figure.7: surface dentinaire sans traitement de surface préalable, les tubulis ne sont pas décelables car recouverts par les boues de fraisage, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)  
(source : Mortier et coll., 2011)

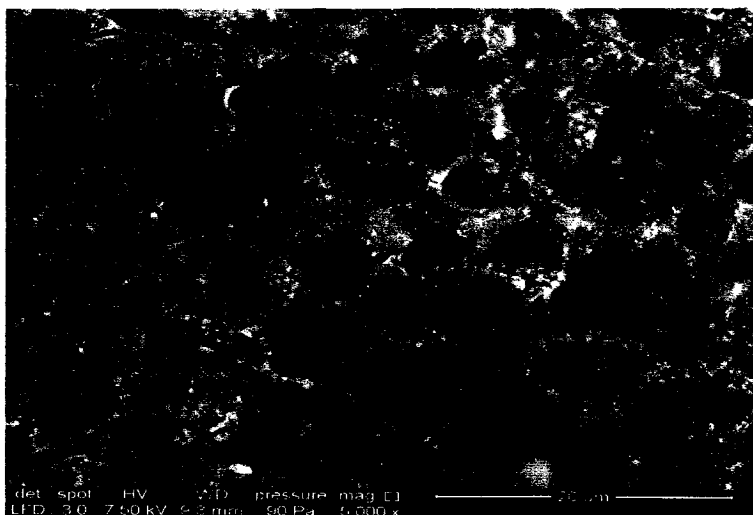


Figure.8 : surface dentinaire identique à la figure précédente après traitement à l'acide ortho-phosphorique à 34,5% durant 15 secondes, la couche de boue dentinaire est supprimée, les tubulis apparaissent, vue en microscopie électronique à balayage environnementale (grossissement X5000)  
(source : Mortier et coll., 2011)

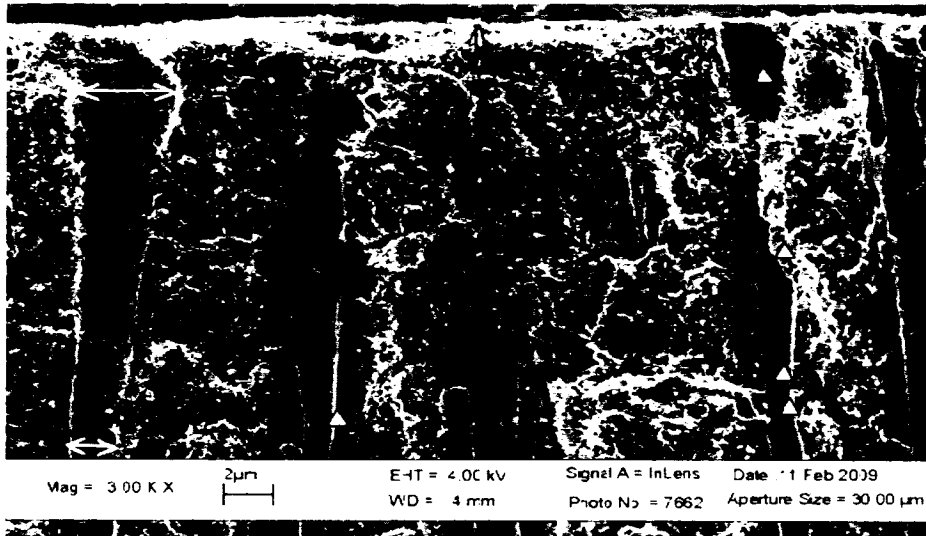


Figure.9 : Image électronique de dentine déminéralisée en surface à l'acide phosphorique H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> (à 37%).élargissement des tubules. Profondeur variable de la zone déminéralisée

L'adhésion à la dentine est mécanique et double au niveau des deux porosités qui vont infiltrer par la résine adhésive pour former :

- **Les brides résineuses** : résultant par l'infiltration des tubules par la résine adhésive sur quelque dizaine de micron.
- **La couche hybride** : résultant par la pénétration des réseaux fibreux sur quelques microns correspondant à la profondeur de la déminéralisation (les cristaux d'hydroxyapatite ont été remplacés par la résine adhésive qui polymérisée).

La couche hybride c'est l'ancrage micro mécanique entre le réseau de fibre de collagène et la résine après Polymérisation. Ce sont les fibres de collagène de diamètre 80 nm qui pilotent grâce à ses caractéristiques la qualité du joint, son effondrement est préjudiciable car il empêche l'infiltration des monomères adhésifs (baisse de la porosité surfacique) et compromet ainsi l'efficacité de la restauration (ancrage micro mécanique non assuré).

La couche hybride présente deux rôle dans la protection de la pulpe et dans la rétention de l'obturation par le composite, cependant les composites de dernière génération ne nécessite pas sa présence.

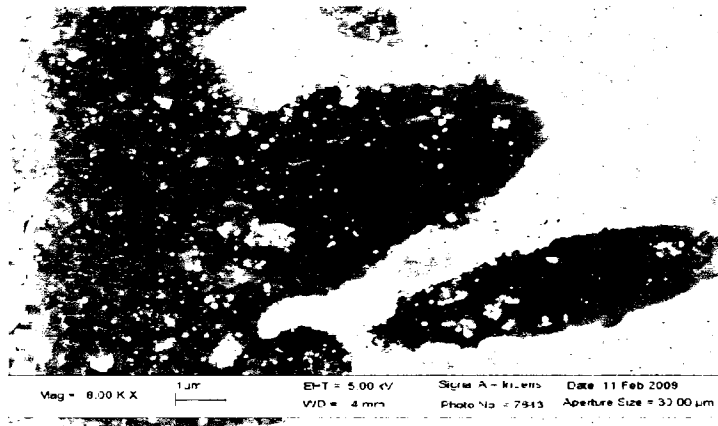


Figure.10 : Couche hybride (H) et bride résineuse (B)

La couche hybride peut présenter des défauts qui engendrent des dégradations préjudiciable du scellement résine-dentine ,parmi ces défauts :

- Infiltration incomplète de la résine adhésive.
- Infiltration hétérogène de la résine adhésive.
- Une porosité de la couche hybride.

En, effet il semble exister une zone où la résine ne pénètre pas. Cette zone ne contenant que des fibres de collagène va constituer un point faible de l'interface.

Il existe un gradient dans la concentration en résine de la couche hybride. S'uzuki ont montre en utilisant un spectroscope Laser-Raman ,que le degrés de l'infiltration de la résine dans la dentine déminéralisée décroît graduellement du haute de la dentine déminéralisée à la dentine minéralisée sous-jacente.

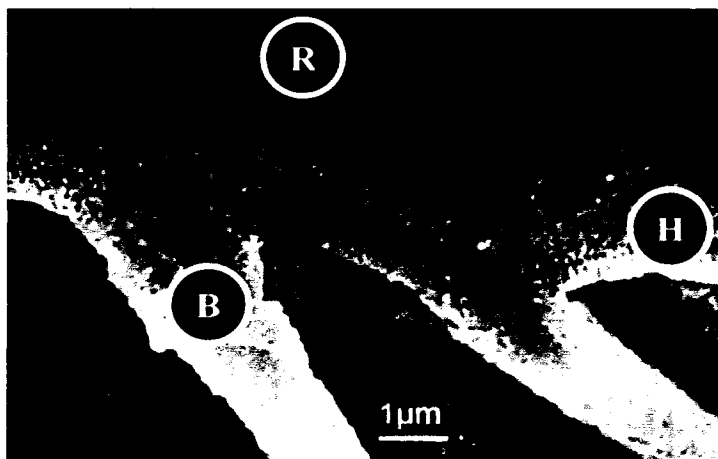


Figure.11 : Image électronique de défaut de la couche hybride. R=résine ; B=bride résineuse ; H=couche hybride

#### **4.5. La structure chimique des adhésifs :**

Les adhésifs amérodentaires présentent des compositions et des singularités qui sont pour partie à l'origine des défauts de la couche hybride et contiennent tous :

##### **4.5.1. Des monomères :**

Ce sont les éléments majeurs même s'ils ne constituent pas la fraction volumique la plus importante du mélange. On en distingue deux types :

##### **4.5.1.1. Les monomères fonctionnels qui répondent à la formule générique M-R-X :**

- M est un groupement méthacrylate qu'est le site de polymérisation.
- X est un groupement fonctionnel polaire (hydrophile) susceptible de générer des liaisons avec le collagène ou l'hydroxyapatite
- R c'est la chaîne d'espacement, régule le caractère plus ou moins hydrophile/hydrophobe du monomère.

Le monomère le plus employé est l'hydroxyéthyle méthacrylate(HEMA), ce sont très miscible à l'eau, leur masse molaire  $MM=130g$ .

##### **4.5.1.2. Les monomères di-méthacrylates de formule M-R-M :**

Ils assurent par sa réticulation du réseau macromolécule lors de la polymérisation, conférant à la matrice adhésive sa résistance.

R c'est la chaîne d'espacement qui va paramétrer la qualité de polymérisation, le retrait de polymérisation et la résistance de l'adhésif. la nature de cette chaîne est conséquente sur l'infiltration des monomères dans le réseau des fibres de collagène. ces monomères présentent un caractère hydrophobe, parmi ces monomères(oligomère) on retrouve le méthacrylate de glycidyle-bisphénol(Bis GMA), ne pouvait s'infiltrer que superficiellement le réseau de collagène en raison de leur masse molaire  $MM=512g$ ). le Bis GMA est associé généralement à des monomères plus mobile et de faible masse molaire comme le tri éthylène glycol di méthacrylate(TEGDMA,  $MM=286g$ ) afin d'améliorer la conversion des monomères.

##### **4.5.2. Les solvants :**



Ce sont principalement l'éthanol et de l'acétone. Ils contribuent à l'homogénéisation et la stabilité de la formulation. Il sont très miscible à l'eau, transporter les monomères hydrophobes vers le réseau du collagène et facilitent l'évaporation de l'eau avant la polymérisation.

#### **4.5.3. Les amorceurs et co-amorceurs de polymérisation :**

Associent généralement une molécule photosensible à une amine. la polymérisation des adhésifs est initiée par l'irradiation avec de la lumière. Dans la gamme de longueur d'onde du bleu, l'énergie lumineuse transmise est absorbé par la molécule photosensible (la camphoro quinone) qui réagit avec une amine pour former un radical libre amorceur de la réaction.

#### **4.5.4. Les charges :**

Les charges sont parfois ajoutées à la composition des adhésifs, ce sont inorganiques de petites tailles, ajustent la viscosité et améliorer les propriétés mécaniques des adhésifs. Parmi ces charges : SILICE colloïdale (Aerosil<sup>®</sup>).

### **4.6. La classification des systèmes adhésifs :**

#### **4.6.1. En fonction de leur date d'apparition :**

C'est une classification selon leur génération, il n'y pas d'implication clinique ou fonctionnelle réelle mais seulement un intérêt purement commercial.

##### **4.6.1.1. Les adhésifs de la première génération (1952-1980) :**

Ces adhésifs ne développaient que d'un faible collage chimique avec les ions  $Ca^{++}$  de la partie inorganique de la dentine. les résines acrylique alors utilisés offrent un joint de qualité médiocre avec les parois cavitaires du fait de l'absence de potentiel spécifique d'adhésion au substrat dentinaire.

La dentine n'est nettoyée ni préparée : L'adhésif y déposé directement.

En 1955 Buonocore permet l'adhésion avec un acide phosphorique entre 3 et 40% puis des recherches se sont portées sur l'acide utilisé et sa concentration.

En 1956 Buonocore obtient une adhésion faible (1 à 2 MPa) par mordantage de l'acide phosphorique à 7%.

##### **4.6.1.2. Les adhésifs de la deuxième génération (1980-1985) :**

La recherche, notamment l'équipe de Pashely D.H s'oriente sur la connaissance et la caractérisation de la boue dentinaire. On la considère toujours comme un barrage naturel à la diffusion des agressions en direction pulpaire. Les études de TAO et Pashely mettent en évidence la rupture de la liaison entre la boue dentinaire et la dentine intacte : la valeur d'adhésion correspond à la résistance de cette liaison.

Le principe de cette génération consistera à opérer un conditionnement dentinaire avec un acide faible type EDTA (les esters méthacryliques de l'acide phosphorique) à 0,22%, à l'élimination de la partie superficielle de la boue dentinaire et à opérer une liaison sur la boue dentinaire résiduelle.

Les valeurs d'adhésion obtenues ne dépassent pas 5 à 7 MPa, insuffisantes pour résister aux contraintes de contraction.

#### **4.6.1.3. Les adhésifs de la troisième génération (1985-1990) :**

Les échecs des générations précédentes font conscience de l'importance de traiter la boue dentinaire responsable de la dispersion dans les résultats obtenus concernant les forces d'adhésion. Ces nouveaux systèmes ouvrent la voie d'un véritable collage à la dentine, à la fois chimique et micromécanique. En effet c'est avec la troisième génération qu'apparaissent le système qui comprend un agent de conditionnement qui leur but est de modifier la dentine en surface avec un acide faible comme l'acide maléique.

L'agent de couplage dont le but est d'obtenir une adhésion avec la dentine et des molécules développant une liaison chimique avec les regroupements amines du collagène et enfin l'agent de liaison photo polymérisable qu'est une résine adhésive hydrophobe que l'on photo polymérise en surface.

Les valeurs d'adhésions obtenues sont de 8 à 12 MPa.

#### **4.6.1.4. Les adhésifs de la quatrième génération (1990) :**

Il s'agit de la substitution de la boue dentinaire par la création d'une « couche hybride » où l'adhésion se fait tant au niveau des tubules que de la surface de la dentine elle-même.

Le principe repose sur une adhésion micromécanique.

L'adhésif comprend trois composants donc trois flacons distincts : le conditionneur dentinaire, l'agent de couplage et l'agent de liaison photo polymérisable.

- **Le conditionneur dentinaire** : sont objet et de traiter la dentine avec le même acide fort que l'émail pendant 15 à 20 secondes pour éliminer complètement la boue dentinaire, déminéraliser la dentine superficielle et exposer ces fibres de collagène et déminéraliser la dentine péri canaliculaire et élargir les canalicules en forme d'entonnoir.
- **L'agent de couplage ou promoteur d'adhésion (primer)** : Ses objectifs sont de transformer une surface dentinaire hydrophile en une couche hydrophobe et spongieuse, apporter un maximum de monomères dans les canaux inter fibrillaires, transformer le réseau collagénique dense en un réseau moins dense et d'utilisation d'un produit mouillant présentant une faible tension superficielle, il est composé d'un solvant volatil (eau, acétone ou alcool) et d'HEMA (hydroxyethyl dimétacrylate).

La théorie de « Wet bonding » (KANCAJ 1992) ou collage en milieu humide, repose sur le maintien d'une certaine humidité pour maintenir les « algues » collagéniques dressées de façon à ce que l'agent de couplage puisse s'infiltrer entre elles. Ainsi pour le séchage doit être modéré par l'utilisation d'une boulette de coton afin de ne pas détruire les fibres de collagène.

- **L'agent de liaison photo polymérisable (adhésif ou bonding)** : son objectif est d'obtenir une couche de résine hydrophobe qui doit pénétrer en profondeur dans la couche de dentine déminéralisée et copolymériser avec la résine (HEMA) sous jacent.

L'adhésion dentinaire est alors principalement basée sur une accroche micromécanique située à deux niveaux : la couche hybride et les brides résineuses (tags).

Les valeurs d'adhésion obtenues sont de 15 à 20 MPa.

#### **4.6.1.5. Les adhésifs de la cinquième génération (1995) :**

L'évolution consiste en une réduction des temps opératoires. ces systèmes sont plus simples et regroupent en un seul flacon, ce qu'était présenté dans les systèmes précédents dans deux conditionnements différents : le primaire et la résine adhésive. il nécessitent toujours un mordantage préalable à l'acide phosphorique.

Les valeurs d'adhésion obtenues sont similaires à celles des adhésifs de quatrième génération, voire un peu meilleures.

#### **4.6.1.6 Les adhésifs de sixième génération (1995) :**

Elle est conduite en parallèle à la précédente. C'est celle des adhésifs auto-mordançant développés principalement par l'industrie japonaise.

Le premier système de cette catégorie est Clear fil Liner bond 2®.

Dans cette classe, ce sont les deux premières étapes du collage qui réunies en une seule : le mordantage et le primaire, L'emploi de ces primaires n'est pas suivie de rinçage, mais il est suivi par l'application de la résine adhésive.

#### **4.6.1.7. Les adhésifs de septième génération (2000) :**

Ce sont les adhésifs « tout en un » qui font leur apparition, ces produits regroupent en un seul conditionnement ou un seul mélange les trois étapes du collage.

Ils sont théoriquement susceptibles de mordancer et d'infiltrer l'émail et la dentine, tout en formant une couche de résine apte à s'unir au composite par photopolymérisation.

#### **4.6.2. La classification moderne :**

Elle est née à partir du moment où la communauté scientifique a accepté définitivement le principe du mordantage total (1994).

Depuis tous les systèmes commercialisés répondent du même principe d'adhésion micromécanique : tous aboutissent à la formation d'une couche hybride et de brides résineuses.

Cette classification repose sur les principes d'action et sur le nombre de séquences d'application des produits (DEGRANGE, 2004).

Les systèmes adhésifs peuvent être classifiés en deux catégories :

Les systèmes mordantage- rinçage (M&R) et les systèmes auto-mordançant (SAM). Dans chacune de ces catégories, deux subdivisions peuvent être distinguées selon le nombre de séquences de mise en œuvre : 3 ou 2 temps pour les adhésifs classiques nécessitant un pré-mordantage, 2 temps et une seule étape pour les adhésifs auto-mordançant ou tout-en-un.

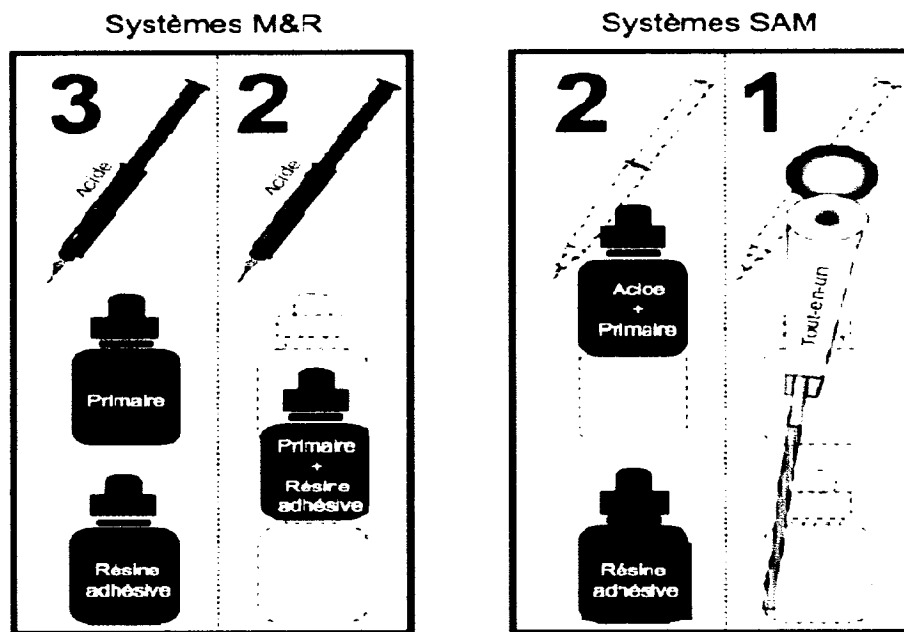


Figure.12 : Classification des systèmes adhésifs : les M&R3 et 2, les SAM2 et 1

#### 4.6.2.1. Les systèmes mordantage-rinçage (M&R) :

Les systèmes M&R comportent un agent de mordantage (généralement de l'acide phosphorique 30 à 40 %) qui après l'application permet d'éliminer la boue dentinaire et de révéler un réseau de fibre de collagène entrelacés sur quelques microns.

Après rinçage de l'acide phosphorique, suit l'application du primaire permettant d'une part le maintien suffisamment poreux le réseau de collagène et d'autre part permettant sa ré-expansion s'il a été collapsé lors le séchage.

Après séchage du primaire, suit l'application de la résine qui assure l'essentiel de la cohésion du joint collé après polymérisation.

Pour les systèmes M&R3, les trois étapes se succèdent alors que pour les systèmes M&R2, les étapes d'application du primaire et de la résine sont confondues.

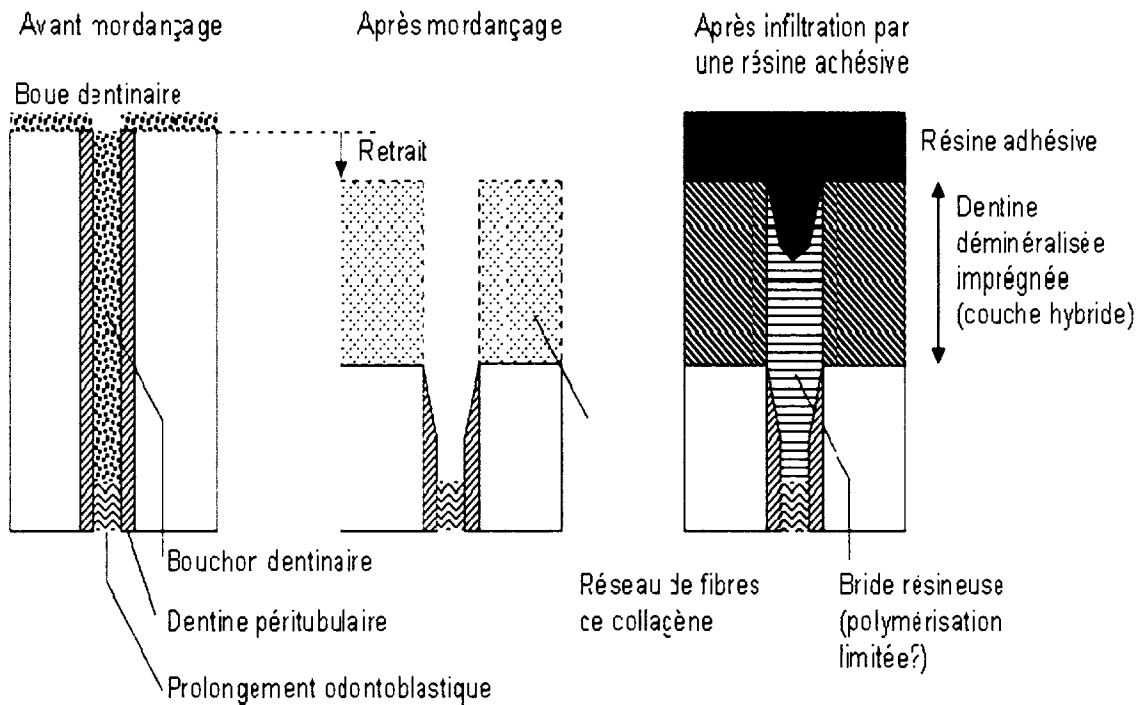


Figure.13 : Illustration schématique de la formation de la couche hybride dans le cas d'un système M&R

#### 4.6.2.2. Les systèmes auto-mordant (SAM) :

Les systèmes adhésifs auto- mordant présentent l'avantage de simplifier la procédure de collage et d'éliminer la séquence de rinçage réduisant le risque de contamination salivaire et diminuent considérablement le pourcentage des sensibilités postopératoires.

Le collage se fait sur un émail et une dentine secs et sans l'élimination de la boue dentinaire.

Pour les systèmes auto- mordant en deux temps (SAM 2), un primaire acide est appliqué dans un premier temps suivi d'un séchage puis l'application de la résine adhésive.

Les systèmes auto- mordant en un seul temps (SAM 1) combinent un seul produit qui joue le rôle de mordantage, primaire et adhésif limitant les erreurs pratiques possibles.

#### 4.7. Choix de l'adhésif :

Quelque soit le système adhésif utilisé, une adhésion inter phasique sera toujours obtenue par formation d'une couche hybride (entrelacement de fibrilles de collagène et de résine).

Tous les auteurs s'accordent à dire que des cavités présentant de grandes étendues de dentine (cas des cavités postérieures) sont avantageusement collées avec un système adhésif de type SAM 2 tandis que les importantes surfaces amélaire (cas de restaurations antérieures) doivent contribuer à être traitées par des systèmes adhésifs de types M&R en 2 ou 3 étapes (les tests de laboratoire montrant une supériorité des M&R3 sur M&R2 mais la clinique ne confirme pas forcément ces données).

## **5. Les résines composites :**

Les résines composites à usage dentaire ont pris une part prépondérante dans les restaurations coronaires par technique directe. La phase organique est composée de plusieurs monomères qui copolymérisent sous l'influence d'initiateurs chimiques ou photoniques. La photo polymérisation présente de nombreux avantages : temps de prise court, propriétés mécaniques améliorées, plus grande stabilité de la teinte. Les sources lumineuses se sont diversifiées. Divers programmes visant à réduire les contraintes de rétraction de polymérisation sont actuellement disponibles. Les light emitting diode (LED) s'imposent progressivement. La phase organique constitue le point faible du matériau. Elle est renforcée par des charges inorganiques dont les dimensions, la composition et la répartition varient. Plusieurs propriétés importantes sont directement en rapport avec le pourcentage de charges. L'esthétique et l'usure sont améliorées lorsque la taille des particules est réduite. L'évolution de ces deux paramètres a abouti aux composites micros hybrides souvent qualifiés d'universels suite à leurs nombreuses indications cliniques. La tendance actuelle est le développement de charges générées par la nanotechnologie et à la recherche de monomères à très faible rétraction de prise qui reste, malgré des progrès manifestes, un des défauts majeurs du matériau. Les propriétés mécaniques et physiques se sont améliorées, mais des différences importantes persistent au sein de chaque groupe.

### **5.1. Définition :**

Un matériau composite est un matériau composé de plusieurs matériaux de nature ou d'origine différentes et dont les caractéristiques mécaniques sont supérieures à celles des matériaux entrant dans sa composition. La condition fondamentale pour que cette définition soit valide, est que la cohésion de l'ensemble soit assurée par des liaisons mécaniques, physiques ou chimiques. La plupart du temps ces matériaux sont constitués d'une matrice et d'un renfort (ex. de composites naturels : le bois et l'os).

En odontologie, on appelle « résine composite » un matériau constitué d'une matrice résineuse et d'un renfort constitué de charges. La cohésion entre ces deux matériaux est assurée par un agent de couplage, un silane.

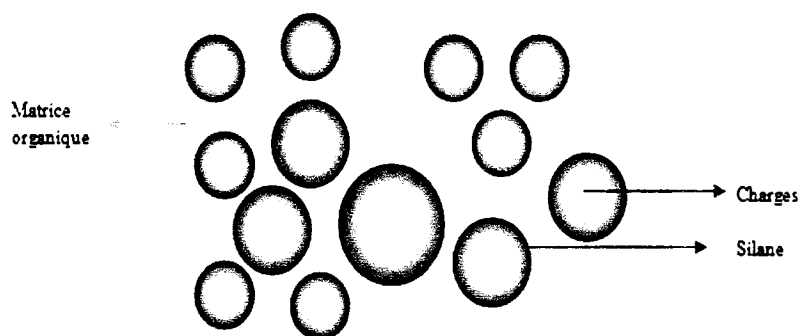


Figure.14 : Représentation schématique d'une résine composite

## 5.2. Composition et structure des composites :

La Structure du composite thermo structurale à gradient de composition est formée d'une âme poreuse en un matériau réfractaire ayant un taux volumique de porosité supérieur ou égal à 80%. L'âme est située entre deux couches intermédiaires comprenant le renfort en fibres de carbone densifié par une matrice composée de la phase carbone et d'une phase céramique ainsi qu'une charge solide réfractaire. Deux peaux en céramique monolithique recouvrent les couches intermédiaires pour conférer la raideur à l'ensemble de la structure.

Les résines composites à usage dentaire combinent une phase dispersée ou charge inorganique possédant d'excellentes propriétés mécaniques et esthétiques, à une phase dispersante ou phase organique ou matrice résineuse. Cette dernière sert de liant, permet l'insertion du matériau sous forme plastique, durcissant in situ, mais ayant malheureusement une faible résistance mécanique, un coefficient d'expansion thermique élevé et une rétraction de prise importante. Les deux phases sont liées entre elles par un procédé de couplage appelé silanisation.

Les résines composites sont des matériaux complexes, qui contiennent :

- une phase organique ou phase dispersante.
- une phase inorganique ou phase dispersée.



-un agent de couplage qui assure la cohésion entre les deux phases.

### 5.2.1. Phase organique ou phase dispersante ou matrice résineuse :

La phase organique est composée d'un ensemble d'éléments comprenant :

- la résine matricielle,
- les diluants ou contrôleurs de viscosité,
- les agents de polymérisation,
- les inhibiteurs de prise.

#### 5.2.1.1. La résine matricielle :

La résine matricielle est généralement composée de Bis-GMA créée par Bowen au début des années 60. Le Bis-GMA est un monomère de poids moléculaire élevé obtenu par la réaction d'une molécule de Bis-phénol A et de deux molécules de glycidyl-méthacrylate (Van Noort, 2007).

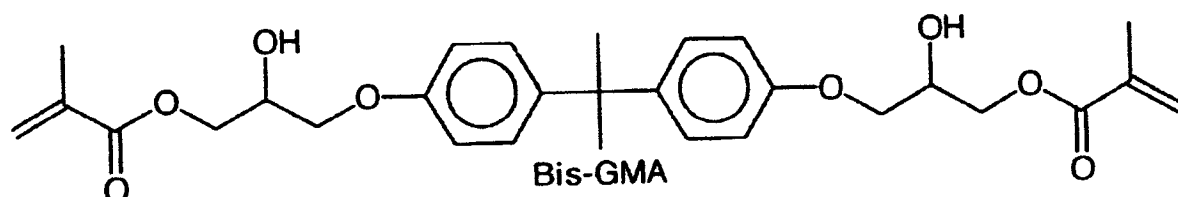


Figure.15 : présentation schématique de la molécule du Bis-GMA (d'après Van Noort, 2007)

La résine matricielle peut aussi être composée de diméthacrylates d'uréthanes (UDMA) commercialisée à partir des années 70 pour concurrencer le Bis-GMA (VonNoort, 2007).

Ce monomère a l'avantage de ne présenter aucune liaison ester ce qui diminue considérablement la dégradation hydrique du matériau placé dans la cavité buccale.

D'autre part, son poids moléculaire encore plus élevé que le Bis-GMA réduit sa possible diffusion trans-dentinaire.

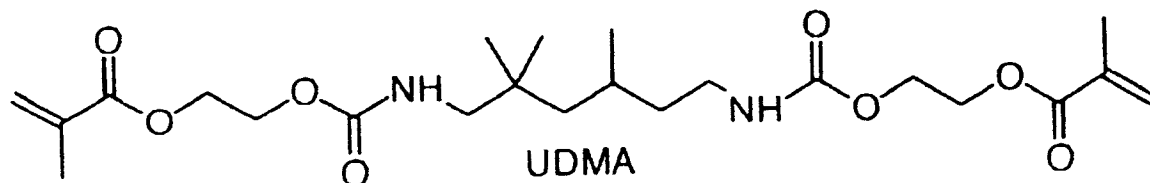


Figure.16 : représentation schématique de la molécule d'UDMA

### 5.2.1.2. Les diluants ou contrôleurs de viscosité :

La base oligomérique des composites est constituée de monomères à haut poids moléculaire leur conférant une haute viscosité. En effet, le poids moléculaire des monomères joue un rôle important dans les propriétés à l'écoulement d'un matériau : les frictions des molécules entre elles constituent le principal facteur influençant la fluidité du matériau. Ainsi, afin de rendre le matériau manipulable, il est indispensable d'introduire des contrôleurs de viscosité dans la phase organique comme le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate) qui est le plus communément employé.

Le TEGDMA est un monomère de plus petite taille que le Bis-GMA ou que l'UDMA. L'EGDMA (éthylène glycol diméthacrylate) ou l'HEMA (hydroxy ethyl méthacrylate) peuvent aussi être utilisés. Leur poids moléculaire étant moindre, ils permettent d'abaisser la viscosité du matériau et d'augmenter le taux de charges du composite. Cependant, leur présence va aussi induire quelques inconvénients comme l'augmentation du retrait de polymérisation (poids moléculaire plus faible et mobilité moléculaire augmentée), de la flexibilité ou encore du potentiel toxique (Raskin, Salomon et Sabbagh, 2007).

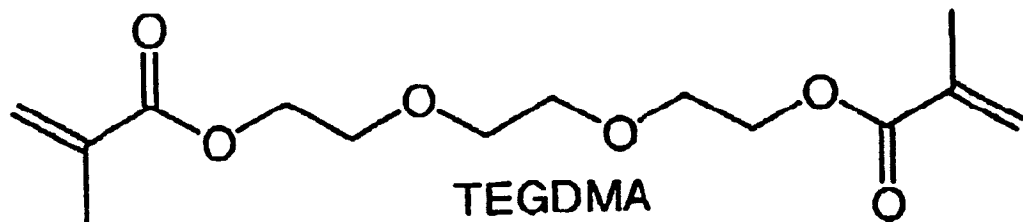


Figure.17 : représentation schématique de la molécule de TEGDMA

### 5.2.1.3. Les agents de polymérisation :

Le passage de la forme monomérique à la forme polymérique d'une résine composite repose sur la production de radicaux libres permettant l'ouverture de la double liaison vinylique du monomère. Toute polymérisation commence donc par une réaction entre une base (ou amorceur ou initiateur) et un catalyseur (ou accélérateur ou activateur) induisant une production de radicaux libres. Pour des résines chémo-polymérisables, les principales bases sont des peroxydes comme le peroxyde de benzoyle. Les principaux catalyseurs sont les amines tertiaires qui vont permettre de décomposer les peroxydes en eau et en radicaux libres initiant la polymérisation. Ces bases et ces catalyseurs sont conditionnés séparément et vont être réunis lors du malaxage. En ce qui concerne les résines photopolymérisables, c'est l'apport de photons délivrés par la lampe (photo-

activateur) réagissant avec un photo-amorceur (diméthylaminoéthylméthacrylate : DMAEMA) qui va induire la formation de radicaux libres. Afin d'augmenter l'absorption des photons par le photoamorceur, on adjoint au composite un photo-sensibilisateur comme la camphoroquinone, la Lucirin TPO ou encore le phényl propanédione.

#### **5.2.1.4. Les inhibiteurs de prise :**

En l'absence d'inhibiteurs de prise, les monomères diméthacryliques pourraient polymériser dès lors qu'ils sont en contact avec des radicaux libres. Or, dans certaines conditions cliniques comme à l'exposition du composite à la lumière du scialytique par exemple, le matériau doit pouvoir être manipulé à l'état plastique, sa polymérisation ne doit pas démarrer inopinément. Pour ce faire, les fabricants adjoignent des inhibiteurs de prise qui vont permettre de bloquer la polymérisation tant que ceux-ci ne seront pas consommés. Les principaux inhibiteurs de prise sont à base d'hydroquinone.

#### **5.2.2. Phase inorganique ou phase dispersée :**

On distingue classiquement des charges traditionnelles ou macro chargés (initialement 1 à 50  $\mu\text{m}$ ) composées de grosses particules de verre ou de quartz, et des micros chargés (0.04  $\mu\text{m}$  soit 40 nm) constituées de silice ( $\text{SiO}_2$ ).

Au fur et à mesure du développement des techniques permettant de mieux fragmenter les macros chargés, celles-ci se sont rapprochées de la taille des micros chargés et ont été appelées des midi- (1-10  $\mu\text{m}$ ) et des mini- (0.1-1  $\mu\text{m}$ ) particules. La classe de matériaux hybrides à mini particules est plus généralement appelée micro hybrides ce qui peut prêter à confusion avec les micros chargés, composés uniquement de micro chargés de  $\text{SiO}_2$ .

Aujourd'hui, la tendance est à la commercialisation de composites basés sur la nanotechnologie et contenant, entre autres, des nanoparticules de 2 à 70 nm.

L'incorporation d'un maximum de charges dans la résine compatible avec une viscosité adéquate pour la clinique demande une distribution optimale des tailles des particules. L'utilisation de charges de même diamètre ne permet pas une occupation maximale des espaces. En choisissant plusieurs granulométries, les vides laissés par les particules les plus grosses peuvent être comblés grâce à des particules plus petites. La reproduction de ce processus mène à l'utilisation d'une distribution sophistiquée des tailles de particules.

#### **-Composition des macro-, midi-et minicharges :**

La silice pure se présente sous différentes formes cristallines (telles que la cristobalite, la tridymite et le quartz), et sous forme non cristalline, (le verre). Les formes cristallines sont plus dures et plus résistantes mais posent des problèmes de finition et de polissage. C'est pourquoi la plupart des composites actuels sont composés de verre de silicate.

Le quartz est deux fois plus dur et moins sensible à l'érosion que la plupart des verres. La finition des composites à base de quartz est donc plus difficile à réaliser. Cependant les silanes se lient beaucoup mieux aux charges du quartz qu'aux charges en verre. Ceci explique probablement la plus grande stabilité de teinte des composites chargés en quartz. Une des limitations majeures des charges en quartz est leur radioclarité. Étant donné la nécessité dans les restaurations postérieures de disposer de matériaux radio-opaques, les charges constituées de verre de métaux lourds radio-opaques ont remplacé le quartz dans la plupart des composites récents.

La composition des charges a souvent été modifiée en remplaçant certains ions afin d'obtenir les propriétés souhaitées. Le baryum, le zinc, le zirconium, etc. ont été utilisés afin d'obtenir la radio-opacité des charges. La capacité de produire des particules plus petites a été déterminante dans la mise au point de composites à la fois résistants et polissables. La réduction en poudre extrêmement fine des charges est devenue une des technologies les plus sophistiquées. Les techniques actuelles ne sont plus basées uniquement sur la mouture mais sur l'abrasion par air, sur l'interaction ultrasonique combinée ou non à l'érosion.

- **Composition des microcharges :**

La silice ( $\text{SiO}_2$ ) constitue la charge unique des composites microfins ou « à microparticules ». Elle est également ajoutée aux composites mini-, midi- ou macrochargés pour former les hybrides.

Les charges de  $\text{SiO}_2$  ne sont pas radio-opaques.

Les charges inorganiques améliorent les propriétés des résines. L'augmentation du pourcentage de charges modifie favorablement les propriétés mécaniques et physiques et réduit la rétraction de prise. La diminution de la dimension des charges améliore l'état de surface, l'esthétique et la résistance à l'usure.

- **Les macrocharges :**

Les particules de macrocharges sont préparées à partir de certains verres, de quartz ou de céramique par concassage, broyage et tamisage afin d'obtenir des particules en forme d'éclats. La taille moyenne des particules est de 5 à 30  $\mu\text{m}$ . Pour les matériaux hybrides, la taille moyenne est de 0,5 à 8  $\mu\text{m}$ . On y inclut généralement du verre de barium (Ba), de strontium (Sr) ou de lanthane (La) afin d'obtenir une radio-opacité.

Les microcharges sont formées de silice amorphe ( $\text{SiO}_2$ ) d'un diamètre moyen de 0,04  $\mu\text{m}$ , préparée par hydrolyse et précipitation ; elles sont radio-transparentes.

### 5.2. 3. L'agent de couplage :

Les particules de charges sont traitées avec un agent de couplage à base de silane afin d'obtenir une liaison entre les particules inorganiques et la matrice de résine. L'agent de couplage habituel est l' $\gamma$ -méthacryloxypropyle triméthoxysilane. La qualité de l'agent de couplage à base de silane conditionne la pérennité de la résine composite dans la mesure où la perte des charges entraîne une usure excessive du matériau en surface.

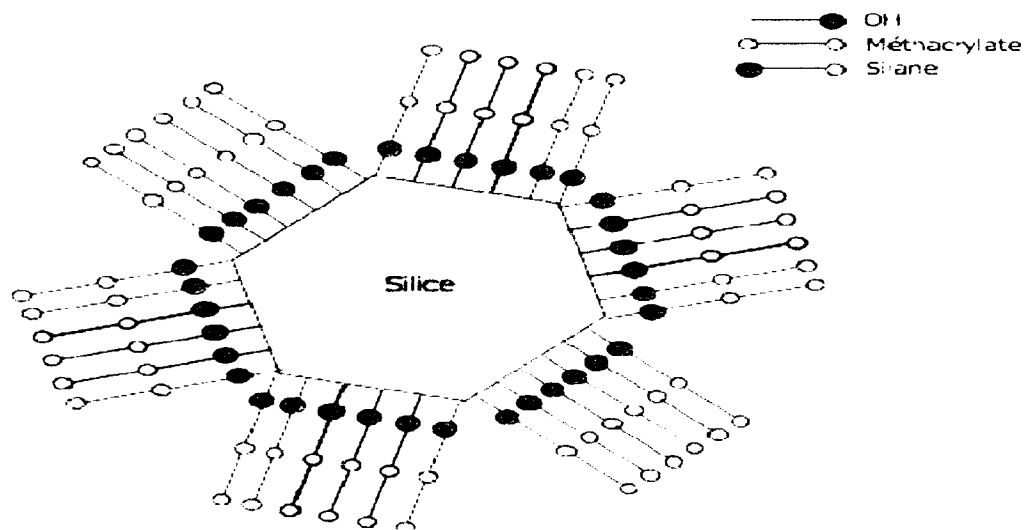


Figure.18 : représentation schématique du silane

### 5.3. La classification des composites :

Il existe plusieurs classifications pour les résines composites, depuis les années 80, plusieurs classifications ont été proposées en fonction de la viscosité, du mode de

polymérisation de l'indication clinique ou de taille de charge qui est actuellement le critère de classification le plus utilisé.

### **5.3.1. Classification en fonction de la viscosité, mode de polymérisation, selon les indications cliniques :**

#### **5.3.1.1. 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.

##### **5.3.1.1.1. 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.

##### **5.3.1.1.2. 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 microcavités 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 viscoélastique 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.

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.

##### **5.3.1.1.3. 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).

### 5.3.1.2. En fonction du mode de polymérisation :

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 chémopolymérisation et la photo polymérisation. On peut également trouver des composites dits «duals» qui allient chémo et photo polymérisation.

#### 5.3.1.2.1. La chémopolymérisation :

la chémopolymérisation 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) :



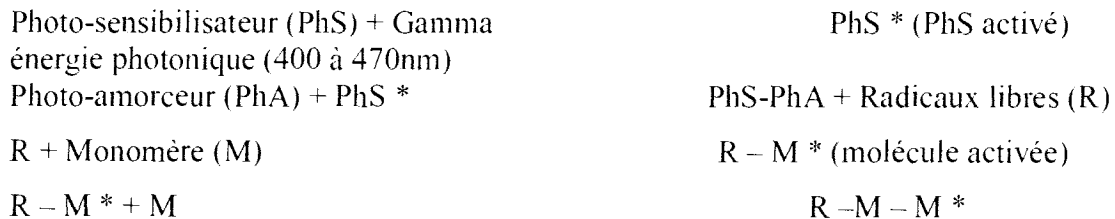
Cette réaction est une réaction acide-base dans laquelle l'amorceur (peroxyde de benzoïle) est acide et l'activateur (amine tertiaire : diméthyl para-toluidine) est basique.

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.

#### 5.3.1.2.2. La photopolymérisation :

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).

### **5.3.1.2.3. La polymérisation duale :**

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.

### **5.3.1.3. 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.

#### **5.3.1.3.1. 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.

#### **5.3.1.3.2. Les composites pour restaurations corono-radiculaires :**

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).

### **5.3.2. Classification en fonction de la taille des charges :**

La classification de Lutz et Philips : est une classification décrite par Lutz et Philips (1983) basé sur la taille des charges et leur distribution, elle est simple et logique.

#### **5.3.2.1. Les résines composites macro-chargées :**

Ce type de résine ne contient que de particules macro-chargées, est généralement référencé sous le terme de « conventionnel » ou « traditionnel » de part la taille des particules, ce type de résine montre une résistance à l'usure inacceptable qui se répercute aussi sur la dent antagoniste.

#### **5.3.2.2. Les résine composite micro-chargées :**

Les charges de composites sont des particules de silice amorphes qui ont un diamètre moyen de 0,04  $\mu\text{m}$ , quatre groupe différent ont été développés pour augmenter au maximum la proportion de charges tout en permettant une manipulation clinique acceptable.

##### **5.3.2.2.1. Les composite micro-chargées homogènes :**

Les charges de ces composites sont composées exclusivement de particules de silice prophylactique. Malgré une granulométrie très faible, leur incorporation dans la matrice restait limitée.

#### **5.3.2.2.2. Les composites micro-chargées à particules pré-polymérisées :**

Une résine micro-chargées ayant une charge pondérée optimale et polymérisée, puis broyée afin d'obtenir des particules ayant une taille pouvant aller jusqu'à 80  $\mu\text{m}$ , ces particules pré-polymérisées, sont alors incorporées dans une nouvelle résine contenant des particules de micro-charges supplémentaire, il en résulte des proportions de charges améliorées et une contraction de polymérisation réduite.

#### **5.3.2.2.3. Les composites micro-chargées à particules sphérique pré-polymérisées :**

Des particules sélectionnées par taille permettent un remplissage optimal.

#### **5.3.2.2.4. Les composites micro-chargées à particules agglomérées :**

Les particules micro-chargées un  $\text{SiO}_2$  sont ajoutées à une masse poreuse, puis sont broyées pour former des grosse particules agglomères d'oxydes de silice allant jusqu'à 25  $\mu\text{m}$  celle-ci sont incorporées dans la résine non polymérisée avec d'autres particules micro-chargées on peut obtenir des charges inorganique contenant jusqu'à 75/100 en poids par la combinaison de particules de particules polymérisées avec des complexe de charges agglomérées, l'incorporation d'ytterbium ou zirconium peut engendrer la radio opacité, mais la plupart des composites sont radio-transparent.

#### **5.3.2.3. Les composites hybrides :**

Formée d'une combinaison de composites macro-chargées avec une proportion de composite micro-chargées, les différents types de composites hybrides se distinguent dans la proportion et la distribution des particules de taille diverses, ces composites sont les plus fréquemment utilisés. Elle tient compte en premier de la dimension des charges qui détermine plusieurs propriétés des matériaux, elle tient compte plus de la viscosité du matériau, le mode de polymérisation et mentionné la plupart étant photo-polymérisables à l'exception de composite hybrides destinés pour des reconstructions coronaradiculaire.

Les Composites macro-chargées les premiers ont apparus dans les années 60 ils étaient chétopolymérisable actuellement, il n'en reste qu'un la taille de charge varie de 1 à 40  $\mu\text{m}$  afin d'améliorer l'état de surface et l'esthétique, les fabricants en commercialisé dans les

années 70 des composites micro-chargeés contenant des micro-chargeés de ( $\text{SiO}_2$ ) de  $0,04\mu\text{m}$ , cependant comme l'incorporation de microparticules entraîne une augmentation rapide de la viscosité, rendant le matériau impossible à manipuler, des charges pré-polymérisées ( $10\text{à}50\mu\text{m}$ ) contenant ces micro-chargeés ont été inclus dans la matrice à côté de composite micro-chargeé (viscosité moyenne ou compactable) en trouve des composites micro-chargeé renforcés, ces matériaux ont sans doute été introduits pour concurrencer les micro-hybrides, puisque tout en ayant des micro-chargeés, ils ont un taux de charge plus élevé, il existe aussi un composite avec des charges organo-organique le METAFIL CX (SUN MEDICAL) qu'est le seul à avoir se type de charge organique.

La plus grande famille, toute viscosité confondue, est celle de composite hybride ces matériaux sont commercialisé depuis les années 80.

Le composite hybride contenant un mélange de particules de différentes tailles et de différentes compositions est appelé un hybride, il s'agit généralement de combinaison des deux précédentes générations, dans un premier temps les hybrides en progressés grâce à l'augmentations de pourcentage de charge de dimensions moyennes (midi- particules de  $1\text{à}10\mu\text{m}$ ) permettant l'obtention de matériaux aux performances mécaniques améliorées pouvant s'adapter aux contraintes mécaniques subies aux niveau des dents postérieur, mais s'usant encore plus rapidement que l'émail, actuellement des particules proches ou inférieure au micron (mini- particules-submicroniques...) sont utilisées et incorporées à des taux élevé en fonction de leur taille, les particules actuellement peuvent être divisés en macro-particules ( $10\text{à}100\mu\text{m}$ ) midi-particules ( $1\text{à}10\mu\text{m}$ ) mini-particules ( $0,1\text{à}1\mu\text{m}$ ) et microparticules ( $0,01\text{à}0,1\mu\text{m}$ ). les hybrides submicroniques ou micro-hybrides universels offrent la meilleur combinaison des avantages de composites à macro-particules et micro-particules, il représente le plus performant à l'heure actuelle.

#### **5.3.2.3.1. Hybrides à midi-particules ( $1\text{à}10\mu\text{m}$ ) :**

Cette catégorie comprend des midi-chargeés de verre ( $1\text{à}10\mu\text{m}$ ) et micro-chargeés de  $\text{SiO}_2$  les composites de chargeés moyennes ( $5\text{ à }10\mu\text{m}$ ) ont tendance à être abandonnés en faveur des plus petit chargeés ( $1\text{ à }5\mu\text{m}$ ) exemple : Tetric :  $1,5\mu\text{m}$ .

#### **5.3.2.3.2. Hybrides à mini-particules ou micro-hybrides (inférieure à $1\mu\text{m}$ ) :**

Les hybrides à mini-particules ou micro-hybrides sont des composites ayant :

-une macro-charge dont la taille moyenne est inférieure au micron en général  $0,4\mu\text{m}$  à  $0,7\mu\text{m}$ )

- une micro-charge de  $\text{SiO}_2$  ( $0,04\mu\text{m}$ ) représente généralement 10 à 20% de la charge totale

-outre la réduction de la taille moyenne des particules, une autre amélioration a été réalisée par les fabricants, le contrôle de la distribution de taille de particules (75% en dessous de  $1\mu\text{m}$ ). la combinaison des particules de verre submicroniques moins dure, avec les micro-charges agglomérées de  $0,04\mu\text{m}$ ) permet d'obtenir un pourcentage de charge élevé (plus ou moins 50-60% en volume soit jusqu'à 80 en poids) et entraîne une haute résistance à la compression et un bon état de surface proche de celui de micro-fins justifiant l'application de composites universel, ces composites sont particulièrement intéressants dans les restaurations de classe IV mais aussi dans les restaurations de classe I et II.

#### **5.3.2.3.3. Hybride compactable ou condensable :**

Initialement les composites étaient uniquement utilisés pour les dents antérieures pour répondre à la demande esthétique, les différentes catégories de composites ont été utilisées, avec des résultats divers au niveau des dents postérieures, les plus micro-hybrides possèdent des propriétés mécaniques adéquates pour cette longueur, la consistance collante et la plasticité ne permettent pas l'obtention d'un point de contact serré implique le maintien d'une pression de matériau contre la matrice, divers artifices techniques (cône transparent placé à l'extrémité de l'insert de la lampe instrument maintenant l'impression pendant la polymérisation) peuvent améliorer la situation mais allongent encore la technique, plusieurs fabricants ont commercialisé des composites censés rejoindre la facilité et la vitesse de manipulation des amalgames, ces matériaux en une viscosité élevée d'où leur appellation de condensables ou compactables, des mises en œuvre aussi proches que possible de l'amalgame en parfois été proposé : polymérisation de couche de 5 mm ou plus, certains de ces matériaux en ont connu rapidement des échecs sur le plan clinique la consistance de ces composites a été modifiée par divers procédés : modification de charges poreuses pour le solitaire, fibres de verre pour Alert, verre alcalins pour Ariston, d'autres fabricants ont opté pour des modifications de la matrice organique (Prodigy, Condensable, P60°).

Les qualités annoncées pour ces matériaux ont été rarement confirmées et les propriétés mécaniques à quelque exception près (cf., infra) sont souvent inférieures aux micro-hybrides.

#### 5.3.2.3.4. Hybrides fluides :

Les composites fluides possèdent une charge inorganique réduite ce qui permet un étalement facile et une bonne adaptation aux parois de préparations leur faible module de Young les rend plus intéressants dans la situation où un joint viscoélastique est souhaité, malheureusement l'augmentation de phase résineuse aggrave la rétraction de prise et réduit les propriétés mécaniques. La facilité d'emploi de ces composites dont la fluidité permet l'étalement dans la préparation ne doit pas faire perdre de vue leur faiblesse.

#### -Points forts :

La classification la plus courante des composites est basée sur les dimensions des charges. Successivement se sont développés les macro-chargeés (10 à 100  $\mu\text{m}$ ) les micro-chargeés (0,04  $\mu\text{m}$ ) et enfin les hybrides combinant plusieurs types de charges les composites hybrides constituent l'essentiel de l'offre actuelle, ils comprennent les matériaux les plus performants appartiennent à la famille des micro-hybrides, les micro-chargeés de  $\text{SiO}_2$  sont combinés à des verres radio-opaques de taille inférieure au micron.

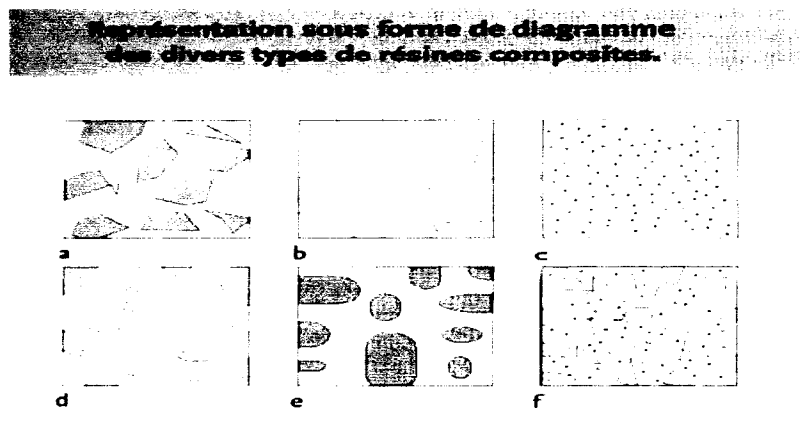


Figure.19 : représentation sous forme de diagramme des divers types de résine composites

- (a) Macrocharge.
- (b) Microcharge, particules prépolymérisées.
- (c) microcharge homogène
- (d) Microcharge, particules sphériques prépolymérisées.
- (e) Microcharge, complexe agglomération de microcharge.
- (f) composite hybride

#### -Les composites et la nanotechnologie :

Le terme nanotechnologie regroupe un ensemble de théories et de techniques nouvelles qui vise à manipuler ou à fabriquer des objets de taille comparable à celle des atomes et molécules, c'est-à-dire l'ordre de million de millimètre ou nanomètre ( $10^{-9}\text{m}$ ), la nanotechnologie a permis l'incorporation de nouveaux composites, de fabriquer des

charges de dimension inférieure aux longueurs d'onde visible et par conséquent d'améliorer l'esthétique, l'état de surface et la résistance à l'usure du matériau le pourcentage a pu être augmenté sans augmenter la viscosité en diminuant la rétraction de prise d'une façon générale cela a amélioré les propriétés physiques et mécaniques du matériau, de plus la création de charge directement liée à la matrice permet de renforcer la cohésion entre la phase organique et inorganique.

#### **-Les principaux composites issus de la nanotechnologie :**

Plusieurs fabricants présentent les composites faisant appel à la nanotechnologie, le caractère novateur impliquant des techniques nouvelles et sophistiquées des données fournies par les fabricants et la littérature sont limitées. De plus, vu la diversité des méthodes et des molécules, il n'est pas étonnant de voir regrouper dans cette catégorie des approches très différents. Certains matériaux ont une structure comparable aux micro-charges tout en possédant les caractéristiques mécaniques des hybrides et pourraient être qualifiés de « nano-charges », dans le FILTEK supreme (3M ESPE), la charge est constituée de nanoparticules dont une partie est regroupée dans des agglomérats appelés « nano-clusters », les nanoparticules sont des particules arrondies de 20 nm, les nano-clusters sont des nanoparticules agglomérées de 75 nm, les nano-charges sont directement combinées à la résine, le pourcentage de charge est élevé (78,5% en poids, 56-60% en volume), la structure correspond à celle d'un micro-fin dans les charges sont des nanoparticules, cependant les propriétés mécaniques correspondent à celle d'un micro-fin ou micro-charge, parmi les avantages figurent une faible abrasion et un état de surface lisse assurant une brillance et un poli durable dans le temps.

D'autres ont une structure de composite hybride dont les micro-charges sont remplacées par des macro-charges et pourraient être classées comme « nano-hybride ». Dans le Cermax (Dentrey Dentsply) les macro-charges de verre conventionnel (1 µm) sont complétées par des nanoparticules organiquement modifiées (hybrides organominérales) et des nano-charges (10 nm) déjà utilisées dans l'adhésif Prime et Bond NT. Les nanoparticules (2,3 nm) ont une partie méthacrylique permettant la liaison avec la matrice organique, ce matériau a une structure proche des micro-hybrides dans lequel les micro-charges sont des nanoparticules organominérales. Le Grandio contient des particules nanométriques et des charges de céramique vitreuse, le pourcentage de charge atteint (71,4% en volume, 87% en poids) cette teneur très élevée est rendue possible grâce aux spécificités des nano-charges qui

augmentent beaucoup moins rapidement, la viscosité de mélange. Les nanoparticules sont obtenues par le procédé sol-gel à partir de  $\text{SiO}_2$ , leur taille est de 20 à 60 nm. La réduction de la matrice organique permet une diminution de la rétraction de prise (1,5nm)

D'autres ont une structure hybride complexe comprenant les nanoparticules, des micro-charges et des charges « organiques » de pré-polymère, ils pourraient se classer comme « nano-hybrides complexes », le Premise (Kerr) combine trois types de charges : un pré-polymère (30 -60  $\mu\text{m}$ ). Composé de résine polymérisée, de verre de baryum et de nanoparticules, de charge de verre de baryum (0,4 $\mu\text{m}$ ) et de nano-charge (20 nm) le Tetric EvoCeram (Lovaclar-Vivadent) contient des macro-charges de pré-polymère contenant de fluorure d'yttrium, des micro-charge de céramique (0,4 et 0,7  $\mu\text{m}$ ) des charges d'oxyde métallique (0,1 $\mu\text{m}$ ) et des nano -charges (10 à 70nm). En conclusion, la nanotechnologie peut apporter des améliorations significatives des composites la faible dimension des charges permet d'améliorer l'esthétique (dimension inférieure aux longueurs d'ondes visible).

L'état de surface, la possibilité et la résistance à l'usure, le comportement spécifique des nanoparticules sur le plan de la viscosité des mélanges résine charges permet d'augmenter significativement le pourcentage de charge, ceci permet de diminuer la rétraction de prise et d'améliorer les propriétés mécaniques et physiques.

#### **-Point fort :**

Pour les nouveaux composites, plusieurs fabricants font appel, selon des approches différentes, aux nanotechnologies celle-ci sont susceptibles de trouver le compromis entre l'augmentation des charges et le maintien d'une viscosité compatible avec la manipulation clinique ce pourrait être également la solution aux problèmes de la rétraction de prise.

### **5.4. Les avantages et les inconvénients des composites :**

#### **5.4.1. Les avantages :**

- traitement rapide effectué en une seule séance.
- offerte en plusieurs teintes proches des différentes couleurs des dents, elle peut imiter les couleurs blanchâtres des dents, la résine composite est très esthétique.

-la cavité préparée par le dentiste pour corriger la carie est souvent moins grande, au niveau des dents postérieures que pour l'amalgame, permet d'être d'avantage conservateur dans le traitement par rapport à l'amalgame.

-rentable cliniquement.

#### **5.4.2. Les inconvénients :**

-Quand la résine composite est utilisée dans des préparations de grande dimension sur les dents postérieures, elle est moins durable que l'amalgame (durée de vie en moyenne de 3ans).

-si ya perte de scellement, le risque de carie secondaire (carie adjacente à une région déjà restaurée) est plus élevé.

-les restaurations en résine composite coutent plus chère que les restaurations en amalgame.

-protocole opératoire très rigoureux.

-risque d'intolérances surtout au niveau gingival, risque d'inflammation.

-Le composite est réceptif aux différents colorants : thé, café, tabac.

#### **5.5. Les propriétés des composites :**

##### **5.5.1. Les propriétés mécaniques (POWERS ET BURGESS, 1996) :**

###### **5.5.1.1 La résistance à la compression :**

Une étude récente donne des chiffres optimistes: la résistance à la compression des composites macrochargés serait comprise entre 240 et 350 MPa, celle des microchargés, entre 300 et 400 MPa, et celle des hybrides entre 350 et 450 MPa. Pour les plus performants des composites, à savoir les hybrides, on obtiendrait donc des valeurs proches des amalgames.

###### **5.5.1.2. La résistance à la traction :**

La résistance à la traction est le point faible des composites, avec des valeurs comparables aux valeurs obtenues pour les amalgames), mais reste inférieur à celles de la dentine.

**5.5.1.3. La résistance à la flexion :** varie de 120 à 160 MPa.

**5.5.1.4. La résistance à l'usure :**



La matrice est moins résistante à l'usure que les charges minérales, et qui sont responsables en grande partie de l'amélioration des qualités mécaniques des composites. Dans les zones de contact proximales, l'usure émail contre émail est de l'ordre de 20 / $\mu\text{m}$  pour une période de deux ans. On passe à des valeurs de l'ordre de 200 / $\mu\text{m}$  dans le cadre d'un contact proximal émail-composite, pour une durée identique (ZIEMIECKI et LEINFELDER, 1996). C'est parce que la polymérisation des composites à ce niveau est souvent de mauvaise qualité, pour des raisons évidentes d'accessibilité. L'usure est fonction de la densité des charges (BAYNE et coll1998. Cela explique la bonne résistance à l'usure antérieurement, qui compensent un faible pourcentage volumétrique de charges (WATTS 1996). L'usure diminue rapidement dans le temps (MAIR, 1998).

#### **5.5.1.5. La dureté :**

Elle sera influencée par la nature de ses composants, charges et matrice. (PEUTZFELD, 1997). La résistance et la dureté des composites restent faibles par rapport à celles des tissus dentaires, et comparables à celles de l'amalgame.

#### **5.5.1.6. Le module de Young :**

Le module de Young indique le comportement du matériau par rapport aux sollicitations occlusales. Plus il est faible, plus l'élasticité du matériau est importante, mais à terme, un faible module de Young peut être à l'origine de la décohésion des charges et de la déformation de l'obturation. Les amalgames, avec un module de Young proche de celui de la dentine, semblent avoir un meilleur comportement en flexion que les composites. Ceux-ci présentent tout de même des valeurs limites de fatigue par flexion supérieures de 50 à 100% à celles de certains verres ionomères et compomères.

### **5.5.2. Les propriétés physico-chimiques :**

#### **5.5.2.1. L'adhésion :**

L'adhésion des matériaux d'obturation dépend de facteurs autres que l'adhésion propre du matériau au support, tels que les variations dimensionnelles et la présence d'un hiatus à l'interface, lié au retrait de polymérisation, l'adhésion des composites est toujours supérieure au niveau de l'émail qu'au niveau de la dentine. Les auteurs se contentent de conclure en disant que les composites permettent la réalisation d'obturations adhésives, dans des cavités non rétentives et donc conservatrices.

#### **5.5.2.2. Les variations dimensionnelles :**

##### **5.5.2.2.1. Le retrait de polymérisation :**

Les composites sont sujets à un retrait de polymérisation, et qui peut être à l'origine d'une déformation de la structure dentaire résiduelle. Il a lieu essentiellement pendant les 24 heures suivant la réalisation du composite.

#### **5.5.2.2.2. L'absorption hydrique:**

Les composites sont sujets à une absorption hydrique retardée après leur prise, et qui entraîne une expansion légère (BLACKWELL et KASE, 1996).

#### **5.5.2.2.3. Le comportement thermique :**

CAMPANELLA et MEIERS (1999) ont déterminé le coefficient d'expansion thermique de différents composites. Ainsi quelque soit le type composite considéré, le coefficient d'expansion thermique est 3 à 4 fois supérieur à celui des structures dentaires. Il en résulte l'apparition de contraintes à l'interface entre la dent et le matériau, avec éventuellement une majoration du hiatus existant, ou une fracture des structures dentaires résiduelles.

#### **5.5.2.3. La radio-opacité :**

La radio-opacité relative en équivalent-aluminium de l'émail, de la dentine, et d'une vingtaine de composites a été déterminée au moyen d'un photodensitomètre à transmission (BOUSCHLICHER et coll 1999). Tous les matériaux testés sont au moins aussi radioopaque que 2mm d'aluminium, ce qui correspond à la norme. La seule exception est une résine non chargée. En ce qui concerne plus spécifiquement les composites hybrides, ils présentent tous une radioopacité supérieure à celle de l'émail.

#### **5.5.3. Les propriétés optiques et esthétiques :**

##### **5.5.3.1. Teinte et translucidité: (BLACKWELL ET KASE, 1996) :**

La teinte doit être proche de celle des tissus dentaires à remplacer. Il existe pour cela un teintier, choisissant sous lumière naturelle après éviction du tissu carié et des anciennes obturations, et avant la pose de la digue, afin de limiter les erreurs d'appréciation. La translucidité détermine le mimétisme du matériau; Un matériau idéalement translucide prend la couleur de son environnement. Un matériau trop translucide apparaît noir, et un matériau trop opaque ne présente aucun mimétisme. Les composites font preuve de qualités esthétiques indéniables. Encore faut-il que ces qualités subsistent dans le temps.

##### **5.5.3.2. Stabilité de la teinte :**

La stabilité de la teinte de différents matériaux a été déterminée en leur faisant subir un vieillissement accéléré (oxydation), ou encore une immersion dans du café, du vin ou du cola (POWERS et BURGESS, 1996). Les deux composites testés, PRODIGY et

REVOLUTION, présentent une excellente résistance à la dégradation de leur teinte par oxydation, bien supérieure à celle des compomères et des verres ionomères testés par ailleurs. Pour les auteurs, la stabilité de la teinte des composites est liée à leur nature hydrophobe. Ces résultats sont corroborés et élargis à l'ensemble des composites hybrides par INOKOSHI et coll. (1996).

#### **5.5.4. Les propriétés biologiques et la biocompatibilité :**

L'aspect de la biocompatibilité concernant l'étanchéité des obturations a été traité dans un titre apart.

##### **5.5.4.1. Les substances libérées : les fluorures :**

La libération de fluorures dans le milieu buccal par les matériaux de restauration dépend de la forme et de la nature de l'échantillon, ainsi que des caractéristiques du milieu (pH, composition...). Par ailleurs, tous les composites ne libèrent pas de fluorures. Les fluorures libérés par les composites concernés sont incorporés dans les berges de la restauration (POWERS et BURGESS, 1996). Cette libération est maximale pendant le premier jour succédant à la pose du matériau, pour diminuer ensuite de façon asymptotique jusqu'à une valeur seuil très faible (CARVALBO et CURI, 1999). La quantité suffisante de fluorures pour obtenir un effet cariostatique est inconnue. Cependant la quantité de fluorures libérée par les composites est suffisante pour inhiber la déminéralisation de l'émail in vitro, l'effet sur la dentine restant par ailleurs controversé (EICHMILLER et MARJENHOFF, 1998).

Enfin, les mauvais résultats cliniques des composites fluorés, en matière d'absence de caries secondaires, seraient dus à la déficience du joint dent-composite, et au fait que le collage empêche la libération de fluorures le long des parois cavitaires (BSU et coll., 1998). S'il est donc reconnu que les composites fluorés libèrent des fluorures en faible quantité, l'effet réel de cette libération sur les tissus dentaires et les bactéries reste controversé.

##### **5.5.4.2. Mécanismes et facteurs de libération Tous les matériaux à base de résine :**

ces matériaux sont cytotoxiques. Cette cytotoxicité diminue avec le temps et devient insignifiante au bout de 6 semaines. Elle est supérieure lorsque le composite est associé à son système de collage (primer et adhésif). La libération de substances par les composites est due à la pénétration de solvants dans le corps du matériau, ce qui crée des micro-porosités par lesquelles les produits de dégradation peuvent sortir. Trois types de facteurs influencent la libération de substances par les composites (GEURTSSEN, 1998) :

Le taux de conversion (lorsque le taux de conversion augmente, la fraction de monomère libre susceptible d'être libérée diminue), le type de solvant, la nature des charges et de la matrice (les charges possédant des impuretés hydrosolubles jouent un rôle important dans l'absorption d'eau).

#### **5.5.4.3. La toxicité systémique (SCHMALZ, 1998) :**

La toxicité systémique des composites a été étudiée sur des animaux au moyen d'implants sous-cutanés, intra-musculaires et intra-osseux.

On dispose de trop peu de données pour déterminer s'il existe ou non une toxicité systémique des composites. Il semblerait cependant que la faible concentration des substances libérées par ces matériaux les rende inoffensifs à l'échelle de l'individu.

#### **5.5.4.4. La toxicité locale (HENSTEN-PETTERSEN, 1998) :**

##### **5.5.4.4.1. Réactions lichénoïdes orales :**

C'est le même type observé chez certains porteurs d'amalgames. Ici cas après la dépose aussi, le lichen plan disparaissent dans 95% des obturations.

##### **5.5.4.4.2. Gingivite :**

L'accumulation de plaque dentaire est favorisée par les resmes composites (SCHMALZ, 1998). Or la plaque est le principal agent responsable de la gingivite. De plus, certaines expériences ont prouvé qu'il y a plus de gingivite à proximité directe d'un composite que de l'émail nu, d'une restauration à l'amalgame ou au verre ionomère. Ces résultats sont à prendre avec circonspection.

##### **5.5.4.4.3. Dermite de contact liée à un agent irritant :**

Ce type de dermite chronique peut s'observer dans le cas d'un contact répété avec des résines. Elle serait due à un effet neurotoxique direct du monomère. On distingue deux types de signes: une peau sèche et fissurée (liée au MMA), le «syndrome des trois doigts », correspondant à une paresthésie du pouce, de l'index et du majeur, liée au contact avec la résine.

Il est à noter que les monomères traversent les gants sans problème, et que les manifestations rencontrées sont liées à une destruction progressive des barrières naturelles, non objectivée par les tests allergologiques cutanés.

##### **5.5.4.4.4. Dermite allergique de contact :**

Le mécanisme a été décrit précédemment. Les signes sont les mêmes que pour les dermatites irritatives, mais en sus de l'altération locale des tissus, on peut avoir des manifestations d'ordre systémique.

##### **5.5.4.4.5. Choc anaphylactique :**

Généralement rencontré dans le cadre d'une allergie au latex des gants ou des feuilles de digue, un choc anaphylactique peut également être lié à la pose de sealants.

#### **5.5.4.4.6. Réaction de photosensibilisation :**

On distingue la photo-toxicité, dose-dépendante, de la photo-allergie, existant pour de faibles concentrations avec mise en place d'une réaction immunitaire. La photo-toxicité s'apparente à une brûlure. Elle est généralement liée aux sulfonamides (trouvés dans certains liners), et aux phénothiazines. Il faut une exposition co-jointe au produit et à une source lumineuse d'une longueur d'onde particulière.

La photo-allergie est polymorphe. Elle est liée aux mêmes produits que la photo-toxicité, ainsi qu'à l'eugénol, la chlorhexidine et les acides para-amino-benzoïques. D'après l'auteur, ces deux types de photosensibilisation pourraient exister avec les composites.

#### **5.5.4.4.7. Urticaire de contact :**

Seul l'urticaire localisé peut être lié aux produits de dégradation du benzoylperoxyde des composites et des résines.

#### **5.5.4.4.8. Hyperactivité et réaction d'intolérance :**

L'hyperactivité est liée à l'eugénol et aux monomères volatiles. Elle se caractérise par une réaction vasomotrice au niveau des voies aéro-digestives supérieures et des yeux. L'intolérance est liée à un taux enzymatique trop bas et ressemble à une réaction allergique, mais sans intervention des IgE. Elle pourrait être due aux résines, mais son étiologie reste inconnue. En conclusion : aucun effet toxique local ou systémique n'est à craindre lors de l'utilisation des composites.

#### **5.5.4.5. Cytotoxicité, toxicité pulpaire et mutagénicité (SCHEDLE et coll., 1998) :**

##### **5.5.4.4.1. La cytotoxicité :**

La cytotoxicité des composites diminue et devient insignifiante au-delà de six semaines. Elle est due essentiellement à la libération de molécules de monomère non liées (enlever la fraction soluble du composite diminue sa cytotoxicité de 90%).

Le BISGMA est donc le principal agent cytotoxique. Il est surtout libéré au moment de la prise du matériau, ainsi que lors de sa dégradation.

Les agents de liaison utilisés avec les composites sont également cytotoxiques, uniquement pendant une courte période.

Voici les autres conclusions de SCHEDLE et coll. sur la cytotoxicité des composites:

Les composites chimio-polymérisables sont plus cytotoxiques que les composites photopolymérisables,

La cytotoxicité augmente lorsque l'on adjoint l'adhésif au composite,

La cytotoxicité est moindre lorsque l'on a l'adhésif et le primer en plus du composite, comparé au duo adhésif-composite, le composite est plus cytotoxique avant la polymérisation.

Par ailleurs, la cytotoxicité dépend du degré de prise du matériau (SCHMALZ, 1998)

. Plus le degré de conversion est important, plus la toxicité n'est faible. Or la surface d'un composite, exposée à l'oxygène de l'air ambiant, est généralement le siège d'une polymérisation incomplète. Cette surface présente donc une cytotoxicité importante, proche de celle du composite non pris. SCHMALZ recommande donc l'emploi d'un film celluloïd recouvrant le composite pendant la photopolymérisation et l'élimination de la couche superficielle du matériau par polissage.

#### **5.5.4.4.2. La toxicité pulpaire :**

Malgré la cytotoxicité avérée des composites, il n'y a pas de toxicité pulpaire (PEUTZFELDT, 1997). Cela serait dû au fait que 95% du monomère résiduel est évacué en 48 heures, évitant une agression pulpaire chronique.

#### **5.6. Evolutions des composites et des systèmes adhésifs :**

▪ Les évolutions des matériaux composites depuis les années 1990 dans le domaine des composites de laboratoire ont permis de développer leur utilisation au sein des cabinets dentaires. Le passage de la 1ère à la 2nde génération de composites pourrait être considéré comme une « Révolution ».

En effet ces nouveaux venus sur le marché offrent la possibilité de réaliser des reconstitutions partielles collées esthétiques, fiables et à un coût raisonnable pour le patient.

Les progrès ont été le fruit de plusieurs changements dans la structure même du composite mais aussi dans sa mise en œuvre. Ainsi sont réduits les risques de fêlures, de fracture et de décollement.

#### **• La structure et la composition: les charges et la matrice :**

##### **- Les progrès :**

- Les charges ne représentaient que 40% du volume total des anciens composites alors que maintenant elles sont à plus de 70%.
- La dimension des charges a nettement diminué alors qu'elle atteignait parfois 100  $\mu\text{m}$ . Elle se situe maintenant entre 0,04 et 1  $\mu\text{m}$ . De plus, les composites sont maintenant hybrides: les particules sont de tailles variables.

- La nature de la résine a été modifiée dans de nombreuses formulations: la résine de Bowen n'a pas été abandonnée mais elle a été modifiée par adjonction d'UDMA ou de TEGMA. Parfois elle est remplacée par le PCDMA.

**- Les conséquences :**

- La diminution de la résine matricielle fait de ces composites des microhybrides très fortement chargés. Ceci modifie le comportement du matériau avec:
  - Une diminution de la contraction de prise et du coefficient de dilatation thermique.
  - Une résine moins exposée à la surface de la restauration et donc une moindre usure par dissolution.
- Les charges en se complétant mieux dans l'espace permettent une réduction du volume de matrice entre elles et donc une meilleure répartition des contraintes. Leur taille plus petite permet d'améliorer le polissage de surface et donc de diminuer le pouvoir abrasif du composite sur les antagonistes.
- L'utilisation de résine à base de Bis-GMA et d'UDMA rend le matériau un peu plus plastique, moins cassant, sans pour autant améliorer de manière significative les propriétés mécaniques, selon Lauffenburger P. (45). On préférera donc le PCDMA qui a une structure conférant à la résine une meilleure plasticité et une plus forte résistance aux contraintes: il est le plus ductile des trois.

**• La polymérisation :**

**- Le progrès :**

Alors que la polymérisation se faisait avant avec une source lumineuse simple, l'élaboration des reconstitutions partielles en composite de laboratoire se complète maintenant d'un traitement supplémentaire: on parle de « postpolymérisation ». Tirlet G. et Zyman P. (46) indiquent que l'augmentation du taux de conversion du composite obtenue après ce traitement en améliore les propriétés mécaniques. Les systèmes sont variables selon le type de matériau employé: c'est le fabricant qui conçoit et indique l'utilisation de la postpolymérisation.

**- Les conséquences :**

L'utilisation de la postpolymérisation permet d'accroître fortement le taux de conversion de la matrice et donc d'améliorer grandement les propriétés des composites ainsi traités. Classiquement, le taux de conversion obtenu, en respectant les consignes d'exposition à la lumière, est de 60/0 environ.

Il semble que le plus grand atout de ce principe soit l'obtention d'une bonne résistance à l'usure et d'une meilleure qualité des bords. En effet l'utilisation de la postpolymérisation permet de terminer la conversion initiée par la polymérisation primaire qui se prolongerait dans le temps, engendrant de contraintes internes.

Le système Belle Glass HP® de Kerr aboutit à un taux de conversion de 98,5/0 en quelques minutes de traitement: on comprend aisément que les contraintes internes en seront nettement diminuées.

• **L'incorporation de fibres:**

- **Le progrès :**

Les recherches ont permis de mettre au point des fibres qui sont incluses au matériau composite et peuvent ainsi permettre d'en renforcer la structure.

Cette action augmente les propriétés de résistance aux contraintes tout en évitant l'utilisation d'infrastructure métallique selon Miara P. (59).

Plusieurs systèmes proposent l'utilisation de fibres de renfort: Targis® Vectris ® (Ivoclar), Connect®-Belle Glass HP® (Kerr).

Ces fibres sont variables selon leur nature: Fibres de verre, de carbone ou aramide (Kevlar® au polyéthylène) mais également selon leur traitement (étirage, ensimage, silanage ou imprégnation dans une matrice de polymère).

- **Les conséquences :**

L'inclusion des fibres dans la structure interne de la reconstitution permet d'en augmenter la longévité: il y aura moins de risque de fracture de l'élément collé.

Ces fibres sont le moyen d'élargir les indications des composites de laboratoires dont les propriétés mécaniques deviennent de plus en plus satisfaisantes et permettent une alternative à la céramique. Alternative nécessaire dans des cas où le coût de revient de la prothèse est à prendre en compte mais surtout quand il ya contre-indication à l'utilisation de la céramique du fait d'une malocclusion ou d'une dysfonction importante de l'appareil manducateur.

Ces fibres sont le moyen d'élargir les indications des composites de laboratoires dont les propriétés mécaniques deviennent de plus en plus satisfaisantes et permettent une alternative à la céramique. Alternative nécessaire dans des cas où le coût de revient de la prothèse est à prendre en compte mais surtout quand il ya contre-indication à l'utilisation de la céramique du fait d'une malocclusion ou d'une dysfonction importante de l'appareil manducateur.



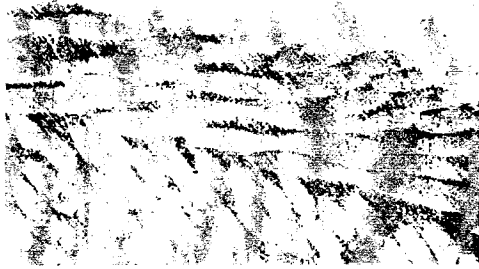


Figure.20 : Vue en coupe d'une reconstitution tarçis-vectrisé' Single: on peut voir les couches de tissage.

S. Schaffer pour M. Noack. Faciliter les échanges intellectuels au sein de la profession dentaire.

Signature International : ~, 1 .1998 ; 14.

- **Les verres ionomères modifiés et les compomères :**

Ces matériaux peuvent être considérés comme des hybrides entre les verres ionomères traditionnels et les composites. Ils ont été créés pour combiner les avantages de ces deux classes de matériaux. On cherche ainsi à conserver les facultés d'adhésion et de libération de fluorures des verres ionomères traditionnels, tout en ayant la facilité d'utilisation (prise à la demande) et les capacités mécaniques des composites (GLADYS et coll., 1997).

Les verres ionomères modifiés par adjonction de résine sont plus proches des verres ionomères traditionnels, alors que les composites modifiés par adjonction de polyacides (compomères), sont plus proches des composites. Les auteurs parlent de continuum entre les verres ionomères et les composites.

#### LE CONTINUUM VERRES IONOMERES-COMPOSITES

Verres ionomère convontionnels	Matériaux hybrides :		
Ketac-fil	CVI -MAR	compomère	Silux plus Z100
HifiMaster palette	Photac-fil	Dyract	
	Fuji II Lc	Geristore	
	Ionosit	Variglass	
	Vitremer		

(GLADYS et COLL.,1997)

- Les évolutions des adhésifs ont permis le développement de la dentisterie adhésive :

- la 1<sup>ère</sup> génération ne comportait pas de préparation des tissus avant l'adhésion. La capacité d'adhésion ne dépassait pas 3 MPa.

- la 2<sup>ème</sup> génération permet d'obtenir une adhésion de 5 MPa correspondant à la valeur de la liaison boue-dentine: la boue dentinaire est conservée et imprégnée de monomères.
- la 3<sup>ème</sup> génération propose un traitement de la dentine associé à l'utilisation d'agent de couplage augmentant ainsi la mouillabilité de la surface et permettant d'atteindre une adhérence de 8 à 12 MPa.
- la 4<sup>ème</sup> génération est caractérisée par l'utilisation de l'acide de mordantage éliminant ainsi la « smear; layer », et du «Primer» maintenant le réseau de collagène pour une meilleure pénétration de l'adhésif et la formation de la couche hybride. Les valeurs d'adhérence obtenues sont de l'ordre de 15 à 20 MPa.
- La 5<sup>ème</sup> génération présente surtout la réduction des temps opératoire.
- La 6<sup>ème</sup> génération présente des adhésifs où les deux premières étapes réunies en une seule.
- La 7<sup>ème</sup> génération présente des adhésifs tout-en-un.

### 5.7. Différentes utilisation des composites :

-**La résine composite** : De couleur blanche, est un matériau esthétique qui sert à restaurer les dents antérieures et postérieures. La résine composite sert à corriger des défauts causés par une carie, une fracture ou encore une dent en mauvaise position.

Son emploi est indiqué pour remplacer des restaurations brisées ou perdues et pour restaurer une partie de la dent détruite par une carie de petite ou moyenne dimension.

La résine est utilisée pour la fermeture des diastème (ou dents du bonheur) et la reconstruction d'une ou plusieurs dents par des facettes et la réparation des myolyses ou caries des collets.

Les différents utilisations des composites sont illustrés dans les figures suivantes:



Fig.21 Ablation de carie direct

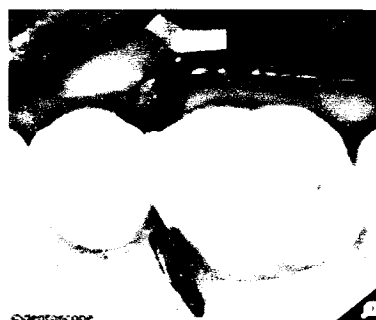


Fig.22 vue finale après la restauration direct en composite

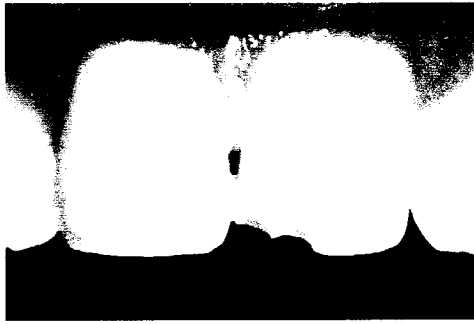


Fig.23 : La 21 présentant une fracture à l'email

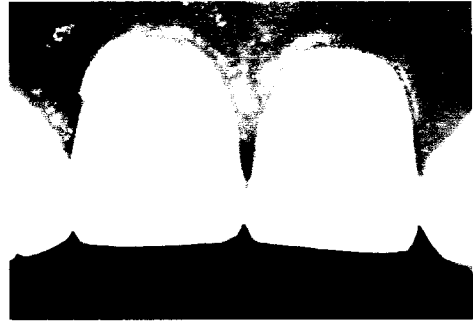


Fig.24 : vue finale après la réparation en composite

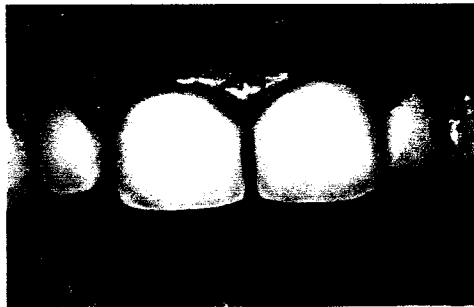


Fig.25Présence d'un diastème central et une Agénésie des incisives latérales



Fig.26: vue après la réparation

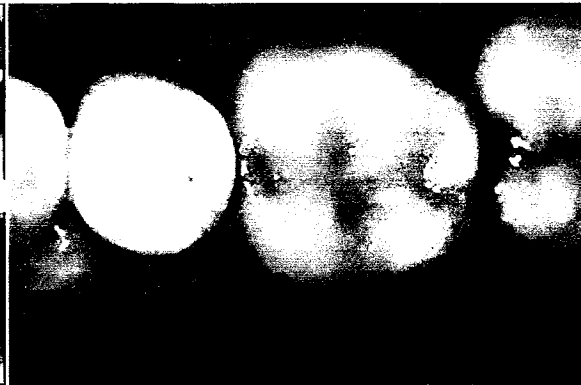


Fig.27 : remplacement des amalgames dentaires au mercure par les composites



Fig.28Denture présentant une amélogénèse Imparfait



Fig.29: vue finale après la réalisation des facettes composites

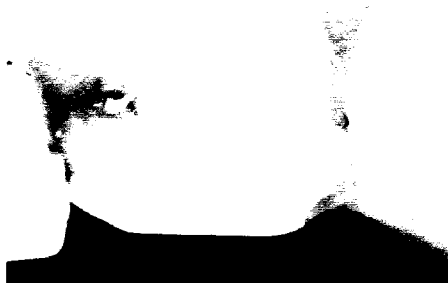


Fig.30 : Lesion cervicale d'usure

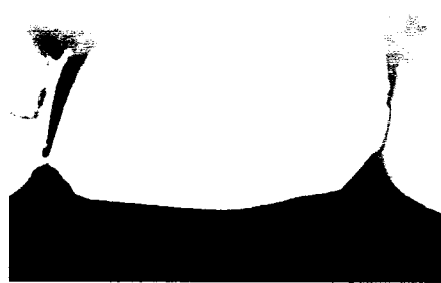


Fig.31 :vue après la réparation



Fig.32 : Scellement les puits et les fissures sur la 36

Elle résiste bien à la fracture et à l'usure et peut durer plusieurs années. Une version plus fluide de ce matériau est utilisée comme scellant afin de prévenir le développement de caries dans les puits et les fissures qui se trouvent sur le dessus des dents situées à l'arrière de la bouche. Utilisé plus couramment chez les enfants, le scellant peut être également employée chez les adultes.

#### **-Résine composite de scellement des sillons :**

pour les dents postérieures qui viennent de faire leur éruption, on utilise les résines de scellement à base de BIS-GMA ou de résine de diméthacrylate d'uréthane pour sceller les sillons profonds, elle se présente sous deux formes différentes : soit un seul composé photo-polymérisable ,soit deux composé auto-polymérisable ,le contenu en charge inorganique variera de 0à40% ,il faudrait appliquer initialement une couche suffisamment épaisse de matériaux de scellement pour assurer une polymérisation complète dans la profondeur des sillons en dessous de la couche de surface non polymérisé.

Le scellement des puits et fissures des dents permanentes est un acte thérapeutique s'inscrivant dans une démarche préventive globale, il répond d'une part à des critères d'indications précis en particulier en fonction du risque carieux individuel de l'enfant, la réussite de scellement dépend d'autre part de la rigueur de Protocol clinique de choix raisonné du matériau d obturations.

#### **-Efficacités de scellement des puits de fissures :**

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.

L'efficacité dans la prévention des caries occlusales des molaires permanentes à été démontrée par deux revues systématiques de littératures récentes, par ailleurs une évaluation medico-économique conduite par Griffin et Coll ,a démontré que les enfants à risque de carie individuel (RCI) élevé ,ainsi le scellement des puits et fissures des molaires en période de minéralisation post-éruptive ne doit pas être systématisé.

#### **-Indication de scellement :**

L'indication passe par l'évaluation de RCI, celle ci est indispensable à la prise de décision de sceller, elle se fait par l'intermédiaire de l'interrogatoire de l'enfant et des parents et nécessite un examen clinique minutieux ceux-ci nous renseignent sur des facteurs de risque individuel identifie selon la méthode de dentisterie fondée sur la preuve, à partir de l'interrogatoire les facteurs de risques individuel sont :

- absence de brossage quotidien avec du dentifrice fluore.

- ingestion sucrées en dehors des trois repas et de gouter (aliment sucré boissons sucrées ou bonbon).

- prise de médicament en long cours médicaments sucrés ou générant une hypersialie.

- La présence d éléments rétentifs (restauration défectueuses appareil orthocentrique ou prothétique).

- des antécédents de carie : sillon anfractueux, plaque visible à l' œil nu.

- présence de carie (atteinte de dentine) ou de lésion initiale réversible (atteinte de l'émail).

Il ya aussi des facteurs de risque collectives :

- niveau socio économique ou d'éductions basses de la famille.
- mauvais état de sante bucco-dentaire des parents ou de la fratrie.
- maladie et handicaps entrainant des difficultés de brossage.

La présence d'un seul de ces facteurs suffit à ranger l'individu dans la catégorie à risque de carie, ces éléments sont à distingue collectifs eux même utiles à l'identification de groupe à risque ainsi chez les sujets appartenant aux groupes à risque, les facteurs de risque individuels sont recherchés avec une attention toute particulière, la seul existence d'un ou plusieurs facteurs de risque collectifs ne suffit pas pour l'indication des scellements des puis et fissures.

#### **-Type de composite à scellement :**

La photo- polymérisation développée à la fin des années 70 à élargi les indications des composites, les résine composites auto- polymérisables sont encore utilisées, et les résine polymérisées en deux temps (à la fois chimiquement et par la lumière) sont proposées pour le scellement.

Parmi les types de composite employés dans le scellement on trouve les composites fluides et ultra fluide.

Le praticien doit assurer une utilisation résonnée des résines composite et devra être constamment mis à jour :

1-le praticien doit choisir les matériaux selon les données scientifiques actuelles : il doit disposer des informations démontrant la biocompatibilité des produits, il doit s'assurer que les caractéristiques physico-chimique est mécaniques des matériaux correspondent à leur utilisation.

2-le praticien respecte les conditions de stockages et d'utilisations des matériaux : les matériaux doivent être conservés dans les conditions préconisées par le fabricant, les produits doivent être éliminés dès la date de péremptions.

3-le praticien analyse les conditions cliniques qui contre indique les restaurations en matériaux de composites :

- les prévalences carieuse et /ou l'hygiène buccal défectueuse contre-indique les restaurations proximo-triturantes en matériaux composites.

-les limites sous-gingivales de préparation contre indique l'utilisation de résine composite.

-la destruction de grande étendue dans les secteurs postérieure contre-indique l'utilisation de la résine composite en méthode directe.

- les contraintes occlusales importantes sont préjudiciables à des restaurations en matériaux composites

-le bruxisme et autre para-fonctions sont en défaveur de restauration durable en matériau composites.

-l'allergie déclarées à un des composites constitutifs contre-indique l'utilisation de résine composite.

La principal indication des résines composites est la restauration directe par stratification afin d'améliorer l'esthétique, toute fois elles peuvent aussi être utilisés dans les restaurations indirectes par l'emploi d'un inlay-onlay en composite réalise au laboratoire pour les restaurations partielles collées puis collé dans la cavité à l'aide d'un composite de collage et l'emploi de l'inlay- core en composite et tenon fibré ou l'inlay- core associant tenon fibré et moignon en composite pour les restauration corono-radulaire.

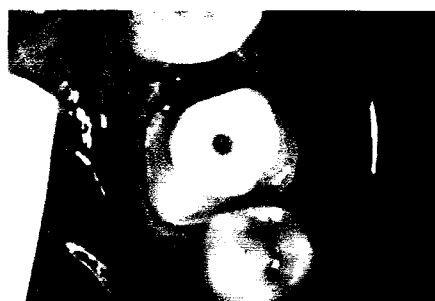


Fig.34 : essayage de l'Inlay-core

Fig.33 Inlay-core avec tenon en fibre  
De verre



Fig.35 :Vue finale après le collage

L'inlay-core et la couronne sont collés dans le même temps opératoire avec le ciment colle Infinity (DenMat™). Ces limites supra-gingivales sont toujours très bien acceptées par le patient.

Outre cet avantage esthétique, l'inlay-core en composite permet la réalisation de limites supra-gingivales, ce qui facilite grandement la préparation, la prise d'empreinte et le collage

### **5.8. Protocole de mise en place des composites et conseils d'utilisation :**

Il est impératif de respecter ce Protocole, les composites étant des matériaux très sensibles à la technique de manipulation (Roulet, 1997 ; Wilson et coll., 1997).

Ce protocole est illustré comme suivant :

#### **5.8.1. Nettoyage :**

Il se fait soigneusement sur la surface dentaire avec une cupule en caoutchouc et une pâte sans fluor, puis rinçage à l'eau.

#### **5.8.2. Isolation :**

Elle reste le facteur primordial de réussite, comme pour tout collage on préfère la digue qui offre une étanchéité et un confort de travail indéniable (Grauss et coll,1999),elle offre une meilleure visibilité et permet de contrôler l'humidité liée à l'exhalation 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 de collage que de la polymérisation(Courson et Landru,2003).

#### **5.8.3. Préparation de la cavité :**

- **Principe de préparation :**

Ils sont les suivants (Wilson et Coll, 1997 et Leinfelder et Coll, 1999) :

- Conservation maximale des tissus sains.
- Accès suffisant pour l'éviction carieuse et la manipulation du matériau, élimination totale de la carie.
- Forme cavitaire sans artifices de rétention, ni extensions prophylactiques.
- Forme de contour sinueuse, dans l'émail, si possible en dehors de tout contact occlusal.



- Architecture global arrondie.
- **Préparation cavitaire :**

L'élimination des tissus carieux doit être la plus conservatrice possible, l'évolution des qualités des adhésifs et la résistance mécanique des nouveaux matériaux permettant aux préparations d'être moins mutilantes.

Biseauter l'émail en cas de préparation sur les antérieures, ainsi que des chanfreins pour les préparations sur les postérieures.

Ce biseau périphérique doit être réaliser sur toute la périphérie de la préparation amélaire, il doit être court (1mm), ovalaire, angulé et épais (de 1 à 3mm dans l'émail), sa réalisation est indispensable car il permet :

- La réduction des micros infiltrations au niveau du joint dent/composite.
- L'amélioration de l'adhésion grâce à l'augmentation de la surface mordancée.
- Une bonne esthétique en permettant un recouvrement amélaire par une plus grande quantité de matériau.
- Une meilleure diffusion de la lumière entre la dent et la restauration.

Ce biseau sera poli afin d'augmenter la mouillabilité et diminuer les vides au niveau de l'interface.

Après la préparation de la cavité, il faut rincer à l'eau.

#### **5.8.4. Protocole de mordantage et collage :**

Il varie en fonction du système adhésif utilisé (M&R ou SAM).il s'effectue donc en trois, deux ou une étape.

Nous allons ici prendre l'exemple d'un système de dernière génération, avec d'un coté, le mordantage et de l'autre d'un flacon réunissant le primer et l'adhésif (M&R2) :

Le mordantage s'effectue à l'acide ortho phosphorique à 30% pendant 30 secondes au niveau de l'émail et 15 secondes au niveau de la dentine.il faut donc commencer par la surface amélaire.

L'acide est ensuite rincé abondamment à l'eau puis, la dent est séchée mais non desséchée, elle doit être « moist » (ni humide, ni sèche).

L'adhésif peut ensuite être appliqué en respectant scrupuleusement le Protocole du fabricant. Généralement il faut l'appliquer durant 20 secondes, sécher légèrement et enfin photo polymériser pendant 20 secondes. Ce traitement de surface assure l'étanchéité de la restauration, évite la contamination bactérienne du complexe dentino-pulpaire et des sensibilités postopératoire grâce à la création d'une couche hybride de qualité.

#### **5.8.5. Protection de la pulpe :**

Lorsqu' il trouve son indication, L'hydroxyde de calcium doit être appliqué si la cavité se situe à proximité immédiate de la pulpe.

#### **5.8.6. Mise en place de la matrice et d'un coin de bois :**

Le choix d'une matrice s'impose pour les classes II, III, IV et V.

#### **5.8.7. Mise en place de composite et polymérisation :**

Elle se fait selon la technique du « plan par plan » proposée par Bergman en 1990, et qui réduit les contraintes pariétales liées au retrait de polymérisation. Chaque numéro correspond à une couche de composite. Chaque couche est polymérisée avant d'être recouverte par la suivante. Le respect de cette méthode de remplissage est d'autant plus important que le facteur c (rapport entre la surface de collage et la surface libre du composite) est élevé. En effet, plus le facteur c augmente, plus les contraintes sont importantes.

C'est le cas des cavités de classe I, et plus généralement des cavités étroites et profondes.

La polymérisation entre chaque apport de composite pendant 40 secondes.

#### **5.8.8. Vérification de la rétention de l'obturation :**

Elle se fait à l'aide d'une sonde droite.

#### **5.8.9. Vérification de l'absence de sur occlusion :**

Elle se faire à l'aide d'un papier à articuler de 8 à 25 µm d'épaisseur au maximum ; toutes retouches sur le matériau devra ensuite être soigneusement polie.

#### **5.8.10. Sculpture-polissage :**

Cette séquence se fait ultérieure que l'obturation, elle est essentielle à la bonne intégration esthétique et fonctionnelle mais elle est aussi la plus difficile à réaliser. Elle consiste à recréer en bouche une morphologie et un polissage/brillantage efficace.

En vue de rendre la surface de restauration identique à celle de la dent naturelle, nous réalisons cette étape de finition en plusieurs étapes :

Tout d'abord, L'anatomie générale de la dent contrôlée par l'usage de disques de grains de plus en plus fins.

Puis dans un second temps, est réalisée la morphologie ; l'utilisation de fraises diamantées à basse vitesse permet de recréer les lobes et les fosses de la dent.

Ensuite, on utilisera cupule de silicone qui permet grâce à sa faible abrasivité, de lisser la surface sans effacer ce qui vient d'être dessiné.

Dans un troisième temps, nous intéresserons à la micromorphologie de la restauration, avec une fraise diamantée à forte granulométrie, on réalise par un mouvement latéral des stries de surface pour obtenir une surface dentaire non uniforme, c.-à-d. avec des surfaces plates et brillantes et des surfaces mates et rugueuses.

Enfin, vient la phase de polissage, effectuée au moyen de brossâtes et de pate diamantée, à granulométrie décroissante (de 3 à 1 $\mu$ ), qui permettent, en les passant à basse vitesse, de rendre la surface lumineuse sans altérer la macro, ni la micromorphologie.

#### **Protocole d'une restauration antérieure :**



Fig.36 : réalisation des limites de la cavités (biseaux vestibulaire, proximaux et palatins)



Fig.37 : Mordançage

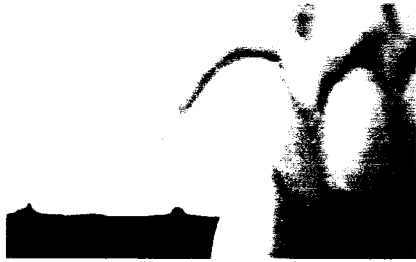


Fig.38 : passage des pointes siliconées blanche, verte et rose

**Protocole des restaurations postérieures :**

**cas 1 :**



Fig.39 :Vue initiale



Fig.40 : mise en place de la coin inter dentaire et de l'anneau de type Mckean



Fig.41 : L'instrument OptraContact permet la réalisation du contact proximal



Fig.42 : Transformation de la cavité classe 2 classe 2 en 1

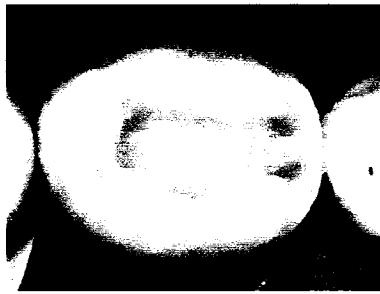


Fig.43 Dépose de la matrice et de l'anneau

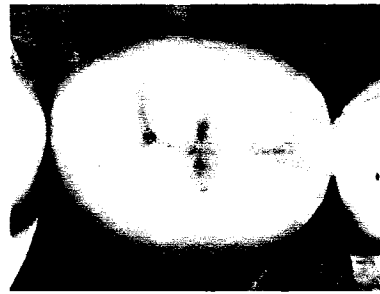


Fig.44 Mise en place du composite de masse dentine

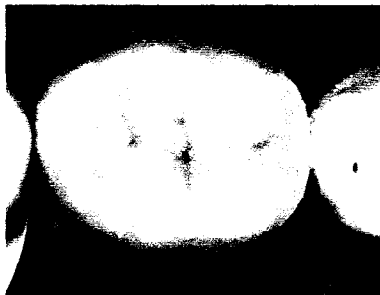


Fig.45 Mise en place du composite de masse émail

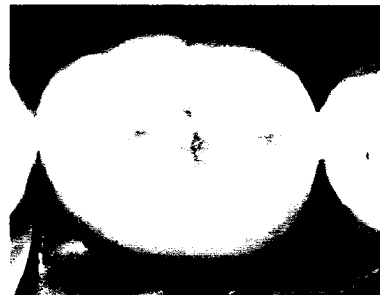


Fig.46 Vue finale de la restauration après polissage

Cas 2 :



Fig.47 Vue initiale



Fig.48 pose du champ opératoire et du crampon



Fig.49 Préparation de la cavité



Fig.50 vue après la préparation



Fig.51 Mordançage



Fig.52 après séchage



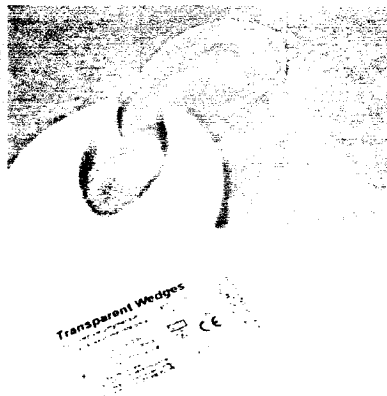
Fig.53 Mise en place de la composite Fig.54 photo polymérisation



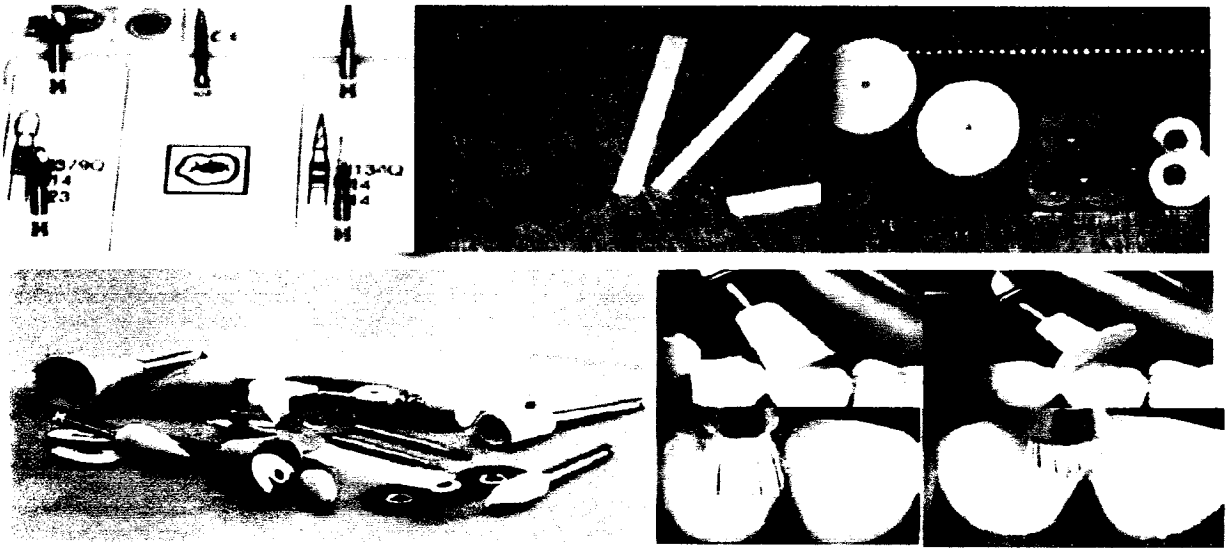
Fig.55 Vue finale de la restauration

Fig.56 : Un matériel spécifique et nécessaire

### Pour les coffrages



## Pour le modelage et la finition



### 6. Conclusion :

L'évolution structurale des composites a été surtout marquée par l'augmentation du pourcentage des charges la di munion de leur taille.

La modification de leur forme et l'amélioration de l'agent de couplage (silane) et l'utilisation de particules de charge mois dures, la consistance de ces matériaux a été diversifiée puisque proposées initialement en une seule viscosité (classique) moyenne.

Ils existent maintenant aussi sous forme de composites fluides et composites compactables du composite micro chargé à la (nano) technologie, en passant par le micro hybride et les ormocers, les résines composites se sont fortement développées.

## **Bibliographie :**

- Verven J, Raskin A, Sabbagh J, Vermeersh G, Leloup G. Résines composites EMC (Elsevier, SAS, Paris), odontologie 23-065-E-10-2GÛ5).
- willems G,Lamberchts P, Braem M, Celis JP.Vanher G; A classification of dental composite according to their morphological and mechanical characteristics Dent Mater, 1992,8:310-319.
- Moszner N, Nanotechnologies for dental composites, Int nanotechnologies 2004:1:30-56.
- v.G.Vermeers chj.version : le composite. Edition : 1989. -F.Roth : les composites.edition :1990.
- Florian Villaume. Absorption et solubilité de différentes résines fluides et ultra fluides utilisées en odontologie (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2012.
- Maud Conti.la stratification des résines composites sur dents antérieures (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2010.
- Geoffroy Colombat. Les biomatériaux alternatifs à l'amalgame : critères de choix (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2002.
- Julien Godinot. Le point de contact interdentaire : revue des moyens à disposition du praticien pour sa reconstitution en odontologie restauratrice (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2012.
- Laurent Jager.les lésions cervicales d'usure : du diagnostic au traitement (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2011.
- Patrick Montagne.matériaux d'obturation et préparations cavitaires : évolution à travers le temps (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2007.
- Marie -Emmanuelle Frantatie.les reconstitutions partielles collées : inlays et onlays céramiques et composites (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2005.



-Eric Mortier. Étude des endommagements inter faciaux (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2009.

- EMC 2009 odontologie.

-Arnaud Anstett. Le collage des facettes céramiques : des données fondamentales à la pratique (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) ,2011.

-Christophe Anceaux. Les différents moyens de diagnostic des caries proximales (thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire) .2011.

-Elsa Vennat. Etude numérique et expérimentale de l'infiltration de la dentine déminéralisée en surface par des résines composites (thèse pour le doctorat de l'école central de paris) ,2009.

