

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

-----

**Année 2005**

**N°10**

**Les adhésifs amélo-dentaires automordançants**

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

*Présentée et soutenue publiquement par*

**SANDOVAL BERTRAND**

**Né le 19 Août 1976**

Le 1<sup>er</sup> Avril 2005 devant le jury ci-dessous

Président : Monsieur le professeur JEAN A.

Assesseur : Monsieur le professeur LABOUX O.

Assesseur : Monsieur le docteur AMADOR DEL VALLE G.

Directeur de thèse : Monsieur le docteur MARION D.

INTRODUCTION.....	1
RAPPELS.....	2
11. HISTORIQUE DE L'ADHESION.....	2
111. 1ère GENERATION.....	2
112. 2ème GENERATION.....	3
113. 3ème GENERATION.....	4
114. 4ème GENERATION.....	4
115. 5ème GENERATION.....	5
116. 6ème GENERATION.....	6
117. 7ème GENERATION.....	7
12. CLASSIFICATION DES ADHESIFS.....	7
121. CLASSIFICATION SELON LE NOMBRE D'ETAPES NECESSAIRES A LA MISE EN ŒUVRE DE L'ADHESIF.....	8
1211. Adhésifs en 3 temps.....	8
1212. Adhésifs en 2 temps.....	8
12121. Ceux associant primaire d'adhésion et résine adhésive en un seul flacon.....	8
12122. Ceux utilisant un primaire automordant.....	9
1213. Adhésifs en 1 temps.....	9
122. CLASSIFICATION DE VAN MEERBEECK ET COLL.....	9
1221. Adhésifs infiltrant la boue dentinaire.....	9
1222. Adhésifs éliminant la boue dentinaire.....	10
1223. Adhésifs dissolvant sélectivement la boue dentinaire.....	11
123. CLASSIFICATION DE DEGRANGE.....	11
1231. Le premier groupe.....	11
1232. Le deuxième groupe.....	12
13. LES DIFFERENTS TYPES DE RECONSTITUTIONS COLLEE.....	13
131. L'ADHESION AUX ELEMENTS METALLIQUES.....	13
132. L'ADHESION A LA CERAMIQUE.....	14
133. L'ADHESION AUX COMPOSITES.....	15
14. STRUCTURES DENTAIRES.....	15
141. L'EMAIL.....	15
1411. Définition.....	15
1412. Composition biochimique de l'émail.....	16
14121. Fraction minérale.....	16
14122. Fraction organique.....	16
14123. Structure et ultra structure.....	17
142. LA DENTINE SAINE.....	18
1421. Définition.....	18
1422. Composition biochimique de la dentine.....	18

	14221. La fraction minérale.....	18
	14222. La fraction organique.....	19
	14223. Structure et ultrastructure.....	19
	<b>2. LES ADHESIFS</b>	
	<b>AUTOMORDANCANTS.....</b>	<b>22</b>
	<b>21. COMPOSITION ET PRINCIPE D’ACTION.....</b>	<b>22</b>
	<b>211. PRINCIPE D’ACTION.....</b>	<b>22</b>
	<b>212. COMPOSITION.....</b>	<b>25</b>
	2121. Les composants acides.....	25
	2122. Les monomères adhésifs.....	27
	2123. Les solvants.....	28
	2124. Autres composants.....	30
<b>22. ETUDE.....</b>		<b>32</b>
<b>221. ADHERENCE.....</b>		<b>32</b>
2211. Généralités.....		32
2212. Dentines.....		40
22121. Généralités.....		40
221211. La boue dentinaire.....		41
221212. La couche hybride.....		43
22122. Dentine saine.....		48
22123. Dentine affectée.....		53
22124. Dentine sclérotique.....		56
2213. Email.....		57
2214. Cas particuliers.....		63
22141. Dent dépulpée.....		63
22142. Dents temporaires.....		65
22143. La dent âgée.....		68
222. HERMETICITE.....		68
223. ACTIVITE ANTIBACTERIENNE.....		71
224. BIOCOMPATIBILITE.....		73
225. COMPATIBILITE AVEC LE MATERIAU DE RECONSTITUTION.....		75
226. FACTEURS INFLUANT SUR LA QUALITE DU COLLAGE.....		78
2261. Traitements précédents l’adhésion.....		78
22611. « Blanchiment » ou éclaircissement.....		78
22612. Désinfection de la cavité.....		79
22613. Application de fluor.....		79
2262. L’humidité.....		79
2263. La boue dentinaire.....		80
2264. La salive.....		80
227. COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES.....		81
Les sensibilités post-opératoires.....		81

23. AVANTAGES ET INCONVENIENTS.....	82
	231.
AVANTAGES.....	82
2311. Tolérance d'emploi.....	82
2312. Simplification de la procédure clinique.....	82
2313. Couche hybride plus homogène.....	82
2314. Diminution des sensibilités post-opératoires.....	82
2315. Adhésion chimique additionnelle.....	82
2316. Pas de rinçage.....	83
232. INCONVENIENTS.....	83
2321. Les adhésifs automordants sont-ils devenus trop hydrophiles ?.....	..83
2322. Cloquage osmotique.....	83
2323. Incompatibilité avec les composites chémo-polymérisables ou dual.....	83
2324. Mélange des différents éléments.....	83
2325. Adhésion à l'émail.....	84
2326. Manque de recul clinique.....	84
2327. Manque d'études in vivo.....	84
2328. Oxydation de surface.....	84
24. MISE EN ŒUVRE.....	85
241. INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS RELATIVES.....	85
2411. Indications.....	85
2412. Contre-indications.....	86
242. RECOMMANDATIONS CLINIQUES.....	86
25. QUELQUES PRODUITS ET CARACTERISTIQUES.....	88
CONCLUSION.....	.....92
	REFERENCES
BIBLIOGRAPHIQUES.....	93

# INTRODUCTION

Le collage en odontologie révolutionne l'exercice professionnel depuis ces 50 dernières années. Les produits se succèdent très rapidement et il est difficile pour le praticien de faire son choix parmi le vaste panel proposé par les laboratoires.

Les adhésifs automordançant sont les derniers nés des adhésifs dentaires.

Ils ont pour but de faciliter les protocoles de collage tout en permettant une certaine reproductibilité du geste et améliore le confort du patient.

Ce travail a pour but de préciser les différentes caractéristiques de ces produits, leurs avantages et inconvénients et leurs indications et contre-indications relatives.

# 1. RAPPELS

## 11. HISTORIQUE DE L'ADHESION (2) (20) (25)

Au début des années 50, les ciments à base de silicates étaient les seuls matériaux utilisés pour les reconstitutions à caractère esthétique. C'est à cette époque qu'il a été proposé de les remplacer par des résines acryliques.

L'esthétique, la mise en œuvre et la résistance de ces nouveaux matériaux sont meilleures, mais la qualité du joint périphérique est mauvaise car il n'y a pas de réelle adhésion aux tissus dentaires. En particulier, rien ne permet de compenser l'important retrait de polymérisation du polyméthacrylate de méthyl et son grand différentiel dilatométrique avec la dent.

Ces défauts d'adhésion permettent la percolation des fluides buccaux et des toxines bactériennes, provoquant agressions pulpaires, reprises carieuses, colorations marginales et ils aboutissent à l'échec de la reconstitution.

Mais la révolution est en marche avec les premières tentatives de collage de résine aux structures dentaires

Les générations d'adhésifs se succèdent alors et on peut en compter 7 à ce jour, si l'on inclue l'évolution des concepts d'une part et la présentation des produits d'autre part.

### **111. 1<sup>ère</sup> GENERATION**

Type SEVITRON® CEVIDENT® COSMIC BOND®

Nous sommes au début des années 70.

Un chimiste Suisse, **HAGGER**, dépose un brevet d'adhésif à usage dentaire, le SEVITRON®.

Ce produit contient un nouvel élément, le diméthacrylate d'acide glycérophosphorique ou GPDM.

**BUONOCORE** propose le mordantage de l'émail à l'acide orthophosphorique préalable à l'application d'un adhésif à base de GPDM.

L'adhésion à l'émail est bonne mais celle à la dentine est très faible ( 2-3 MPa ).

De plus les sensibilités post-opératoires sont parfois importantes.

Bien que les qualités de ces matériaux soient décevantes, leur étude permet de mettre en évidence un élément considéré comme fondamental par la suite, une zone intermédiaire entre le tissu dentaire et l'adhésif, la couche hybride.

### **112. 2<sup>ème</sup> GENERATION**

Type SCOTCHBOND DC® BOND LITE® DENTIN ADHESIT®

C'est la fin des années 70, début des années 80.

La principale préoccupation des chercheurs consiste à réduire le retrait de prise de ces matériaux. Pour cela, il faut trouver le bon monomère.

En 1978, TAKEYAMA focalise son attention sur le 4-META. En 1979, FUSAYAMA étudie les dérivés de phényle phosphate. ANTONNUCI se préoccupe des radicaux isocyanates.

Le laboratoire 3M, en 1982, met au point un agent de couplage où des groupements chloro-phosphatés sont greffés sur un oligomère dérivé du bis-GMA.

La boue dentinaire est alors laissée en place et utilisée comme substrat de collage. L'adhésion obtenue sur la dentine est très faible, 3 à 5 MPa. Cette adhésion correspond en fait à l'adhésion de la boue dentinaire à la dentine.

Il est encore nécessaire de réaliser des cavités postérieures rétentives, en particulier lorsqu'elles sont principalement constituées de dentine.

Le taux de rétention de ces restaurations à un an ne dépasse pas 70%.

L'adhésion amélaire, quant à elle, est de mieux en mieux maîtrisée.

En revanche, on constate l'apparition d'un principe actif encore aujourd'hui commun à de nombreux adhésifs, un ester méthacrylique de l'acide phosphorique.

### **113. 3<sup>ème</sup> GENERATION**

Type TENURE® GLUMA BOND® SCOTCHBOND II®

Les produits de cette génération sont mis sur le marché entre 1985 et 1991.

C'est l'apparition des systèmes adhésifs associant plusieurs produits.

La boue dentinaire est laissée en place et modifiée. On utilise des agents de couplage hydrophiles.

La résine de liaison entre les agents de couplage et le composite dissipe une partie des contraintes liées au retrait de polymérisation.

L'adhésion dentinaire est fortement améliorée, atteignant 8 à 15 MPa, supprimant la nécessité de préparer des cavités rétentives.

C'est le début de la dentisterie ultra-conservatrice.

Les sensibilités post-opératoires sont diminuées.

De plus, il est maintenant possible de coller des alliages métalliques et de la céramique aux tissus dentaires.

Cependant la pérennité de ces collages est inférieure à 3 ans.

#### **114. 4<sup>ème</sup> GENERATION**

Type ALL BOND® SCOTCHBOND MULTIPURPOSE® CLEARFIL LINER BOND®

Au début des années 90, l'adhésion repose sur le principe du mordantage total, à savoir le traitement des surfaces dentaires à l'acide phosphorique préalablement à l'application de l'adhésif.

On revient au concept de couche hybride et de brides de résine décrit par NAKABAYASHI.

La mise en oeuvre de ces produits est réalisée en trois étapes ; le mordantage acide, l'application du primaire (qui permet le mouillage et la pénétration des

surfaces traitées) et celle de la résine adhésive (qui co-polymérise avec le composite).

La liaison à la dentine est de l'ordre de 17 à 25 MPa.

Ces produits sont caractérisés par leurs composants, au moins au nombre de 2, mélangés selon des proportions précises ce qui est délicat à réaliser au fauteuil, entraînant souvent des forces d'adhésion in vivo inférieures à celles observées in vitro.

De plus, en raison du rinçage de la solution acide puis du séchage de l'émail, il est très difficile de maîtriser le degré d'humidité de la surface dentaire

Pourtant, les sensibilités post-opératoires sont encore diminuées.

Là encore, la pérennité des obturations réalisées avec ces adhésifs est réduite à 3 ans.

La dentisterie adhésive devient peu mutilante et plus esthétique, et ces produits, toujours présents sur le marché, gardent leurs indications et leur intérêt.

## **115. 5<sup>ème</sup> GENERATION**

Type GLUMA CONFORT BOND® PRIME & BOND NT® SINGLE BOND®

C'est le milieu des années 90.

Afin de simplifier la procédure de collage, primaire et résine adhésive sont associés en un seul flacon avec un solvant (eau ou acétone).

Un mordantage préalable est toujours nécessaire. Le concept et le principe de collage restent inchangés.

La force d'adhésion à la dentine est de l'ordre de 20 à 25 MPa. Ils permettent l'adhésion des métaux et de la céramique.

Leur simplicité d'emploi est trompeuse, ils s'avèrent en fait peu tolérants aux écarts de manipulation et leurs performances sont très liées à l'humidité de la dentine traitée, difficile à évaluer en clinique.

Ils ne constituent pas une réelle avancée dans l'histoire de l'odontologie adhésive.

## **116. 6<sup>ème</sup> GENERATION**

C'est l'apparition des adhésifs automordants.

Cette 6<sup>ème</sup> génération peut elle-même être divisée en 2 sous-groupes.

L'étape de mordantage à l'acide phosphorique est supprimée. Un seul flacon associe monomères acides et primaire, ce liquide préparant la dentine et l'émail à l'application de la résine adhésive.

On observe toujours une couche hybride, certes plus fine mais de meilleure qualité.

Le praticien n'a plus à s'occuper du degré d'humidité de la surface dentaire puisqu'il n'a plus à rincer le gel de mordantage.

L'adhésion à la dentine est de l'ordre de 18 à 23 MPa. On observe peu de sensibilités post-opératoires.

Cette 6<sup>ème</sup> génération peut elle-même être divisée en 2 sous-groupes.

On distingue tout d'abord les produits dits de type 1 (ADHE SE®, CLEARFIL SE BOND®).

Ils comportent un primaire acide et un adhésif appliqués séparément.

Les produits dits de type 2 (XENO III®, PROMPT L-POP®) nécessitent tout d'abord le mélange du primaire acide avec l'adhésif avant d'être mis en place.

### **117. 7<sup>ème</sup> GENERATION**

Type I BOND® G-BOND®

Il s'agit toujours d'adhésifs automordançants, mais ces derniers produits permettent l'application en un seul temps du monomère acide, du primaire et du monomère adhésif, sans mélange préalable.

Ils sont présentés en un seul flacon.

L'adhésion à la dentine est de l'ordre de 18 à 25 MPa.

## **12. CLASSIFICATION DES ADHESIFS (20) (25) (33) (52) (85)**

Depuis l'apparition des matériaux adhésifs en odontologie quotidienne, un très grand nombre de produits ont été successivement proposés aux praticiens.

Leur composition, leur principe d'action et leur mise en œuvre sont constamment revus et corrigés.

Les avancées technologiques que ce soit en matière de physique ou de chimie des matériaux, les critiques et les attentes des praticiens concernant ces produits et leur utilisation en pratique quotidienne et, enfin, les exigences des patients en matière d'esthétique, de confort et de célérité des soins, entraînent les laboratoires dans une course à la production, chacun mettant en avant « sa » nouvelle molécule qui fait toute la différence ou « son » nouveau procédé révolutionnaire qui nous facilite la vie.

Comment s'y retrouver, et comment classer cette multitude de produits ?

La classification la plus usitée que nous venons de détailler, mais pas forcément la plus pertinente, consiste à regrouper ces produits en 7 générations à ce jour. C'est avant tout une classification chronologique avec de très minces notions de mode d'action et de mise en œuvre.

Elle correspond en fait à l'historique de l'adhésion mais il peut sembler plus judicieux d'utiliser d'autres modes de classement.

Il en a été proposé trois :

Celui classant les adhésifs en fonction du nombre d'étapes nécessaires à leur mise en œuvre ; la classification de **VAN MERBECK et coll.**(1999) basée sur le traitement de la boue dentinaire ; et un dernier, établi par **DESGRANGE** (2003), qui regroupe les adhésifs en 2 grandes catégories.

## **121. CLASSIFICATION SELON LE NOMBRE D'ETAPES NECESSAIRES A LA MISE EN ŒUVRE DE L'ADHESIF**

## **1211. Adhésifs en 3 temps**

(type SCOTCHBOND MULTIPURPOSE®)

### 1<sup>ère</sup> étape

On applique un acide de mordantage sur l'émail et la dentine.

C'est la technique du mordantage total.

Il s'agit généralement d'un gel d'acide phosphorique coloré afin de bien contrôler son application et son élimination par rinçage.

### 2<sup>ème</sup> étape

Après rinçage abondant et séchage modéré, on applique un agent amphiphile (c'est à dire présentant des groupements hydrophiles et hydrophobes), le primaire d'adhésion.

### 3<sup>ème</sup> étape

On étale la résine adhésive sur ce primaire.

## **1212. Adhésifs en 2 temps**

Ils sont divisés en 2 groupes.

12121. Ceux associant primaire d'adhésion et résine adhésive en un seul flacon

(type EXCITE®)

Ils nécessitent un mordantage préalable.

La boue dentinaire est éliminée et le collagène exposé après disparition de la phase minérale.

Les monomères dissous dans un solvant pénètrent dans la dentine déminéralisée et la couche hybride est constituée.

12122. Ceux utilisant un primaire automordant  
(type CLEARFIL SE BOND®)

La boue dentinaire est déminéralisée sélectivement et obstrue les orifices canaux.

La dentine sous-jacente est atteinte par l'attaque acide.

Les monomères s'infiltreront simultanément en suivant le front de déminéralisation et sont polymérisés *in situ*.

Les restes de boue dissoute s'intègrent à une couche hybride plus fine mais de meilleure qualité.

La résine adhésive est ensuite appliquée.

**1213. Adhésifs en 1 temps**

(type I BOND®)

Ce sont les derniers adhésifs présentés sur le marché.

Ils sont automordants et auto-apprêtants.

Un seul et même produit contient de quoi déminéraliser la dentine en surface, s'infiltrer et co-polymériser avec le composite.

**122. CLASSIFICATION DE VAN MEERBEECK ET  
COLL. (1999)**

Cette classification est basée sur le mode de traitement de la boue dentinaire.

### **1221. Adhésifs infiltrant la boue dentinaire**

Avec cette technique de collage, le résidu organo-minéral créé lors du fraisage dentinaire, à savoir la boue dentinaire, est laissé en place.

Elle est sensée agir comme un fond de cavité protecteur qui scelle l'entrée des tubuli dentinaires limitant ainsi la transsudation du fluide dentinaire et empêchant la percolation d'éléments toxiques extérieurs vers la pulpe.

La boue dentinaire est infiltrée, c'est une adhésion micromécanique et peut-être légèrement chimique.

La dentine sous-jacente n'est que très légèrement atteinte par l'adhésif et l'adhésion globale obtenue correspond en fait à l'adhésion de la boue dentinaire elle-même à la dentine sous-jacente, adhésion insuffisante pour résister à la rétraction de prise du composite et aux différentes contraintes auxquelles la reconstitution sera soumise.

Le second problème réside dans le fait que la boue dentinaire contient des microorganismes qui restent en contact avec la dentine.

### **1222. Adhésifs éliminant la boue dentinaire**

La boue dentinaire, septique, est totalement dissoute par un traitement acide appelé mordantage total.

On distingue les adhésifs à 3 étapes cliniques et ceux à 2 étapes cliniques.

Le traitement acide déminéralise superficiellement la dentine et expose une trame de collagène.

On applique ensuite le promoteur d'adhésion ou primaire amphiphile, possédant à la fois une affinité pour le collagène et pour la résine adhésive.

Il est constitué de monomères en solution avec des solvants tels l'acétone et l'éthanol qui déplacent l'eau des tubules et du réseau de collagène.

On cherche à obtenir un complexe hydrophobe pouvant s'imprégner de résine adhésive.

Ceci constitue la dernière étape du protocole clinique de ces adhésifs et vise à réaliser une hybridation entre la couche superficielle de la dentine et la résine adhésive.

On forme ainsi la couche hybride.

Les systèmes à 2 étapes regroupent promoteur d'adhésion et résine adhésive en un seul produit mais nécessitent toutefois un mordantage total préalable.

La procédure, moins longue, est trompeuse quant à sa simplicité car elle ne change rien concernant les risques d'erreurs du praticien, notamment en ce qui concerne l'évaluation du degré d'humidité dentinaire.

### **1223. Adhésifs dissolvant sélectivement la boue dentinaire**

Ce sont les adhésifs qualifiés d'automordantants.

Derniers nés des systèmes adhésifs, ils simplifient considérablement les procédures de collage.

La boue dentinaire n'est pas éliminée, mais en partie intégrée dans la couche hybride.

Les entrées canalaires restent obturées et le risque de sensibilités post-opératoires est donc réduit.

La mise en condition tissulaire et l'adhésion sont réalisées en un seul temps, sans rinçage et le praticien n'a plus à évaluer le degré d'humidité de la surface dentinaire.

### **123. CLASSIFICATION DE DEGRANGE (2003) (19)**

Elle regroupe les systèmes adhésifs en 2 grandes classes, ceux nécessitant un mordantage préalable de l'émail et de la dentine et ceux s'appliquant directement sur les surfaces dentaires.

**1231. Le premier groupe**, celui à mordantage total, peut lui-même être divisé en 2 sous-groupes.

Le premier est constitué des adhésifs à 3 étapes, caractérisés par le mordantage, l'application du primaire puis de la résine adhésive.

C'est le groupe **M** (pour mordantage) + **A3**

Le deuxième rassemble les adhésifs présentant le primaire et l'adhésif en un seul flacon.

C'est le groupe **M + A2**

**1232. Le deuxième groupe**, celui des adhésifs automordantants, est constitué des systèmes à 2 flacons ou à un seul flacon.

Ce sont les **SAM** (pour système adhésif automordantant) **2** ou les **SAM 1**.

Tous les adhésifs présents sur le marché peuvent donc être regroupés en 4 catégories, les **M+A3**, **M+A2**, **SAM 1**, et les **SAM 2**.

## **13. LES DIFFERENTS TYPES DE RECONSTITUTIONS COLLEES (73)**

Que ce soit en odontologie prothétique, conservatrice ou en orthodontie, la recherche de l'économie tissulaire et de la préservation de la vitalité pulpaire oriente le plus souvent le praticien dans son choix d'une technique adhésive. Le praticien peut ainsi coller des éléments principalement métallique, céramique ou composite et effectuer des réparations de restaurations défectueuses.

### **131. L'ADHESION AUX ELEMENTS METALLIQUES**

Ce sont principalement les alliages utilisés en prothèse adjointe, conjointe et les bracketts orthodontiques.

Sur ces alliages doivent pouvoir être collés résines, composites et céramiques et eux-mêmes doivent pouvoir adhérer aux tissus dentaires (bridges et couronnes, bracketts...).

L'adhésion recherchée sera alors macromécanique (treillis, perles, rainures...), micromécanique (mordançage électrolytique pour les alliages de CO ou de Ni, ou chimique à l'HNO<sub>3</sub> ou au HCl, par sablage ou en utilisant des cristaux de sel).

Elle peut également être chimique grâce à des revêtements en silicate (SILICOATER®) ou en étain qui réalisent l'interface entre l'alliage et les silanes ou grâce à des résines à base de phosphate.

On peut également réaliser un étamage.

Ce procédé consiste à déposer des cristaux d'étain sur la surface métallique (sauf les alliages précieux) qui en s'oxydant créent des liaisons polaires avec les groupes réactifs des adhésifs.

On utilise aussi des primaires ou des adhésifs (pour les meilleurs à base de Silice et de 10-méthacryloyloxy decyl dihydrogène phosphate (MDP) comme promoteur d'adhésion),

Le problème est la faible mouillabilité des métaux, d'où l'utilisation de monomères dérivés de l'acide carboxylique, phosphorique ou thiophosphonique pour l'augmenter.

### **132. L'ADHESION A LA CERAMIQUE**

Elle est nécessaire pour la réparation de couronnes, pour l'adhésion de bracketts lors des traitements d'orthodontie chez l'adulte et pour le collage de facettes, d'inlays ou d'onlays en céramique.

On peut chercher à obtenir une rétention mécanique.

Pour ce faire, on réalise un mordantage au gel d'ammonium bifluoré à 10 % ou à l'acide fluorhydrique à 10 %.

On peut également réaliser un sablage à l'alumine.

L'adhésion peut également être chimique.

Après mordantage, on effectue une silanisation qui rend la surface de la céramique hydrophobe et organophile.

L'hydrophobie protège la céramique de la dégradation hydrique alors que l'organophilie facilite le mouillage.

Notons qu'une solution de silane laiteuse signe son hydrolyse et donc son inefficacité. Elle doit être d'aspect translucide.

Le collage des bracketts d'orthodontie doit satisfaire 2 exigences :  
Le collage doit être suffisamment résistant pour supporter les contraintes du traitement et ne pas altérer la reconstitution lors du retrait du brackett.

### **133. L'ADHESION AUX COMPOSITES**

On cherche à obtenir une rétention mécanique par mordançage, mais son action est difficile à contrôler, ou par sablage, mais il n'est pas aussi efficace que sur la céramique.

## **14. L'ADHESION AUX STRUCTURES DENTAIRES**

(3)

Les deux principales structures dentaires sur lesquelles le chirurgien-dentiste est amené à réaliser des restaurations adhésives sont l'émail et la dentine.

Le ciment a généralement disparu de la surface radiculaire lorsque celle-ci est exposée ou est rapidement éliminé lors de la préparation, et sa faible épaisseur n'en fait pas un substrat de collage primordial.

## **141. L'EMAIL**

### **1411. Définition**

L'émail est une structure hyperminéralisée recouvrant la dentine coronaire.

Il est d'épaisseur variable.

Très fin au niveau de la jonction émail-cément et en fond de sillons des faces occlusales, il atteint 2 à 2.5 mm en pointe de cuspide.

Il est acellulaire, avasculaire et non innervé. Il est au contact de la cavité buccale.

C'est un site de déminéralisations et de reminéralisations permanentes.

Il est d'origine épithéliale, sa formation étant initiée par les ameloblastes.

### **1412. Composition biochimique de l'émail**

#### **14121. Fraction minérale**

Elle représente 96% du poids total de l'émail, ce qui en fait la structure la plus minéralisée de l'organisme.

Constituée principalement de cristaux d'hydroxyapatite de formule  $3\{(\text{PO}_4)^{3-}\} \text{Ca}_2\{\text{Ca}(\text{OH})_2\}$ , c'est une combinaison phosphocalcique du type des apatites.

Ainsi, sur 100g de cendres on obtient :

- 36.1g de calcium
- 17.3g de phosphore
- 3g de dioxyde de carbone
- 0.5g de magnésium
- 0.2g de sodium
- des traces de potassium, chlorures, sulfures, cuivre, silicium, fer, zinc.
- 0.016g de fluorures

Remarque : la concentration en fluorures de la surface de l'émail augmente avec l'âge.

#### **14122. Fraction organique**

Elle représente 2 à 3 % du poids total.

Elle est constituée d'énamélines, protéine non collagénique, de lipides et d'eau.

- 0.15% de keratine
- 0.15% de mucoprotéines
- 0.15 % de peptides
- 0.10% de collagène
- 0.10% de citrate

#### **14123. Structure et ultrastructure**

- **Les prismes de l'émail**

Visibles en microscopie photonique à fort grossissement, les prismes de l'émail sont allongés de la jonction émail/dentine à la surface de la dent.

Leur trajet n'est pas toujours de direction rectiligne, mais ces sinuosités restent globalement perpendiculaires à la surface de la dent.

Leur forme n'est pas toujours prismatique.

Ils peuvent apparaître sous forme de bâtonnets ou de tigelles.

Ils sont constitués d'un corps et d'une gaine cernant le corps et riche en matériel inorganique.

Remarque : l'émail est aprismatique dans la portion interne près de la jonction émail/dentine et dans la région de subsurface (inconstamment).

- **Les régions interprismatiques**

Elles se situent entre les prismes.

Elles sont mises en évidence en microscopie photonique par la différence d'orientation entre les cristaux du prisme et ceux de la région interprismatique adjacente.

C'est également une région riche en constituants organiques.

- **Les cristaux**

Prismes et régions interprismatiques sont constitués de cristaux d'hydroxyapatite, séparés par des régions intercrystallines plus ou moins importantes en fonction de vieillissement.

- **Les stries de Retzius**

Ce sont les lignes de croissance de l'émail.

Elles partent de la jonction émail-dentine pour aboutir obliquement à la surface de l'émail (excepté au niveau des pointes de cuspide) pour former les

périkimaties (en microscopie photonique, elles apparaissent sous forme de vagues).

- **Les structures organiques ou riches en matériel organique**

Elles sont d'origine embryologique.

On observe des lamelles (en forme de feuillet, de la jonction émail/dentine à la surface), des touffes ou buissons (qui s'étendent de la jonction émail/dentine jusqu'au 1/5 ou au 1/3 de l'épaisseur de l'émail), des fuseaux de l'émail (ils correspondraient à l'inclusion d'un prolongement odontoblastique dans l'émail au moment de sa formation).

La surface de l'émail subit une maturation post-éruptive caractérisée par une augmentation de la densité minérale, une disparition des périkimaties, l'apparition de stries, de rainures et de facettes d'usure.

## **142. LA DENTINE SAINTE**

### **1421. définition**

Quantitativement c'est le tissu le plus important de l'organe dentaire.

C'est un tissu conjonctif minéralisé entourant la pulpe coronaire et radiculaire (sauf au niveau du foramen apical).

Elle contient des prolongements odontoblastiques dans des canalicules.

Elle est avasculaire mais innervée.

Sa face interne est bordée de cellules spécialisées, les odontoblastes, qui reculent au fur et à mesure de l'apposition de prédentine (non minéralisée).

De la périphérie vers la profondeur, on trouve successivement la « mantle dentine » et l'orthodentine elle-même divisée en dentine circumpulpaire (dentine primaire et secondaire) et en prédentine.

## **1422. Composition biochimique de la dentine**

### **14221. Fraction minérale**

Elle constitue 65 % du poids total.

Elle est composée de cristaux d'hydroxyapatite

Ainsi pour 100g de cendre, on obtient :

- 25.3g de calcium
- 17.1g de phosphore
- 4g de dioxyde de carbone
- 1.2g de magnésium
- des traces de sodium, de potassium, de chlore et de fluor

Remarque : il y a 3 fois plus de fluor dans la dentine que dans l'émail

### **14222. La fraction organique**

Elle constitue 35% du poids total.

Elle est presque essentiellement constituée par le collagène de type I de la matrice dentinaire.

On retrouve également des protéoglycanes, des glycoprotéines, des phosphoprotéines spécifiques (la phosphorine), des lipides et de l'eau.

On observe aussi une structure appelée prolongement de Tomes et qui correspond au prolongement odontoblastique persistant dans les tubuli dentinaire.

## 14223. Structure et ultrastructure

- **La mantle dentine**

C'est la portion de dentine la plus périphérique, située à la jonction émail/dentine ou cément/dentine.

Elle est formée au premier stade de la dentinogenèse et présente de nombreux tubuli secondaires

- **L'orthodentine**

C'est la dentine tubulaire.

Elle se divise en prédentine, dentine primaire et secondaire.

- **La prédentine**

Elle est non minéralisée mais minéralisable et est située entre les corps odontoblastiques et le front de minéralisation.

- **La dentine circumpulpaire**

C'est la masse d'orthodentine située entre la prédentine et la mantle dentine.

Elle est composée de dentine intratubulaire et de dentine intertubulaire.

Elle est elle-même divisée en dentine primaire et dentine secondaire.

- **La dentine primaire**

C'est la portion d'orthodentine élaborée avant la mise en fonction de la dent.

- **La dentine secondaire**

C'est la portion d'orthodentine élaborée après la mise en fonction de la dent.

Sa synthèse est continue tout au long de la vie et entraîne une réduction progressive du volume de la chambre pulpaire.

- **La dentine tertiaire ou réactionnelle**

C'est une dentine de réparation élaborée en regard d'une zone d'irritation externe (usure, fracture, carie...).

Elle est synthétisée par les odontoblastes situés au niveau de la zone d'agression ou par des cellules pulpaires nouvellement différenciées.

Elle est histologiquement variable en particulier au niveau de son architecture tubulaire.

- **Les tubuli dentinaires**

Ils traversent toute l'épaisseur de l'orthodentine.

Ils sont ramifiés (canalicules secondaires) et anastomosés.

Ils contiennent des prolongements odontoblastiques, et autour de ces prolongements, dans l'espace péri-odontoblastique, des fibres nerveuses amyéliniques (dans le 1/3 interne de la dentine), des fibrilles de collagène et des protéines non collagéniques.

Ils peuvent se minéraliser et être complètement oblitérés par l'apposition continue de dentine périlitubulaire (vieillessement ou réaction de défense) qui est une dentine hyperminéralisée.

Entre les tubuli se situe la dentine intertubulaire, moins minéralisée.

Leur diamètre et leur densité augmentent au fur et à mesure que l'on se rapproche de la pulpe [au niveau de sa jonction amélaire la surface dentinaire présente 1% de tubuli alors qu'ils occupent 22% de la surface à 1 mm de la cavité pulpaire (10)].

- **Les lignes de croissance de OWEN et VAN EBNER**

Elles signent l'aspect phasique de la dentinogénèse et sont grossièrement perpendiculaires à la direction des tubuli.

Remarque : ce sont ces lignes qui sont marquées en jaune lors des traitements à la tetracycline.

- **Les espaces interglobulaires**

Ce sont des zones non minéralisées entre les calcosphérites (minéralisation globulaires).

## 2. LES ADHESIFS AUTOMORDANÇANTS

### 21. COMPOSITION ET PRINCIPE D'ACTION

#### 211. PRINCIPE D'ACTION

Afin de simplifier les protocoles de collage des adhésifs amélor-dentaires, les fabricants ont mis au point des produits permettant de supprimer l'étape de conditionnement des surfaces dentaires à l'acide orthophosphorique, préalable à l'application des adhésifs qualifiés de conventionnels.

On distingue 2 types de produits.

Les adhésifs automordançants à 2 étapes cliniques qui se composent de 2 flacons, 1 associant primaire d'adhésion et substance acide et l'autre contenant les monomères adhésifs.

Ces 2 produits sont appliqués successivement (ADHESE®, CLEARFIL SE BOND®).

Les derniers produits sortis sur le marché, les adhésifs à une seule étape clinique, ou tout en un, proviennent soit d'un seul flacon (I BOND®, G-BOND®), soit de 2 dont le mélange est effectué juste avant emploi (XENO III®, ONE-UP BOND F PLUS®), et sont appliqués en une ou plusieurs couches successives (93).

Les adhésifs automordançants contiennent en solution des monomères acides et sont appliqués directement, sans mordantage préalable sur les surfaces dentaires, puis photopolymérisés.

Au niveau de la dentine, ils modifient/dissolvent la boue dentinaire (52) en la déminéralisant et la pénétrant simultanément.

Cet application directe sur la « *smear layer* », sans mordançage, et donc sans rinçage ni séchage préalable, permet au praticien de s'affranchir du problème de l'évaluation de l'humidité de surface dentinaire.

Les adhésifs automordançants dissolvent partiellement l'hydroxyapatite de la boue et de l'extrême surface de la dentine et s'infiltrent simultanément en enrobant les fibres de collagène évitant ainsi le collapsus protéique.

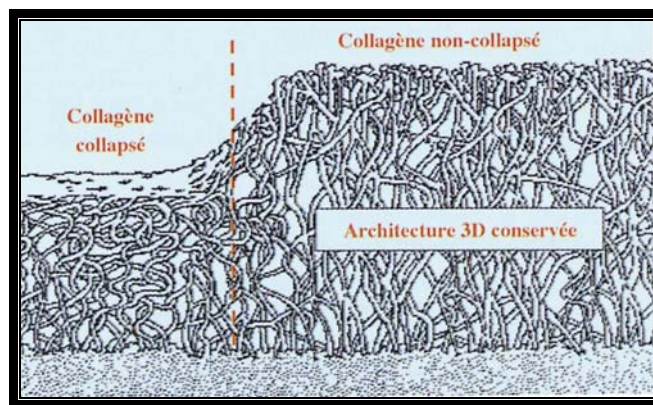


Fig 1 : Collagène collapsé et non collapsé, d'après BESNAULT et COLON (13)

Comme la boue n'est pas totalement éliminée, elle se retrouve intégrée à la couche hybride formée.

Au fur et à mesure de sa pénétration dans le complexe de boue et de collagène dentinaires, le monomère acide est neutralisé par le pouvoir tampon de l'hydroxyapatite, par dilution et après polymérisation (13).

Cette dilution augmente lorsqu'il se rapproche des entrées canalaire (perméabilité trans-dentinaire) mais il semble que dans le même temps le fluide dentinaire réactive les ions H<sup>+</sup> (66) .

Certains adhésifs doivent être brossés pour réactiver les ions H<sup>+</sup>.

La zone hybride formée est plus fine (0.5 à 1µm) mais continue et plus homogène que celle obtenue avec les adhésifs conventionnels et le risque de lacunes interfaciales est très réduit.

Le point faible de ces produits se situerait au niveau de l'adhésion à l'émail.

Les monomères acides des adhésifs automordançants présentant un pH généralement plus élevé que l'acide phosphorique, le relief de mordantage obtenu est globalement moins marqué et les facultés de rétentions micromécaniques amoindries (59).

Mais comme pour la couche hybride, l'interface adhésif/émail est plus précise et l'adhérence de ces produits à l'émail se rapproche de plus en plus de celle des adhésifs conventionnels.

Les adhésifs automordançants sont classés en « forts », « moyennement forts » et « moyens » suivant leur valeur de pH et l'efficacité de leur action automordançante (59).

- **Forts** : pH ≤ 1

Ils créent des reliefs de mordantage comparables à ceux observés avec l'acide orthophosphorique.

- **Moyennement forts** ou **intermédiaires** : pH ≈ 1.5

Ils présentent les mêmes avantages que les moyens mais leur acidité est plus forte.

Ils permettent d'obtenir des reliefs amélaire plus propices, car plus profonds, à un ancrage micro-mécanique de l'adhésif.

- **Moyens** : pH  $\approx$  2

La déminéralisation est moins intense et plus superficielle (1  $\mu$ m au lieu des 4 à 5 observés avec des primaires plus acides).

Les reliefs amélaire semblent émoussés.

Cependant, sur la dentine, les cristaux d'hydroxyapatite persistants sur les fibres de collagène permettraient d'obtenir une liaison chimique avec les monomères de l'adhésif, liaison chimique additionnelle garantissant une bonne adhésion marginale.

La faible capacité de mordantage des adhésifs automordantants les moins acides peut être surmontée en clinique en brossant fortement ces adhésifs sur la dentine ce qui permet une meilleure dispersion de ceux-ci dans le substrat dentinaire.

Mais si la valeur du pH est une donnée importante elle n'entre pas seule en compte dans son action déminéralisante (61).

Il faut tenir compte de la solubilité du monomère acide, de son poids moléculaire, de sa concentration, etc.

## **212. COMPOSITION**

Les adhésifs automordantants sont constitués de 3 composants primordiaux, les substances acides, les solvants et les monomères adhésifs.

En raison de l'acidité des solutions, les monomères adhésifs ne sont pas aussi stables [instabilité chimique par hydrolyse des monomères du primaire dans un milieu très acide (26)] et doivent par conséquent être séparés (73): le mélange sous-entend un système multiflacons (c'est un des inconvénients des systèmes monoflacons)(88).

Le mélange peut être effectué juste avant emploi (XENO III®).

Il faut également souvent conserver ces produits au réfrigérateur (CLEARFIL SE BOND®).

On peut aussi utiliser un monomère acide à base d'ester d'acide phosphonique (Adhese®) qui semble moins sensible à l'hydrolyse à température ambiante que les monomères à base d'acide phosphorique (26).

### **2121. Les composants acides (59)**

L'action automordante des adhésifs automordants est due à des monomères présents en solution, rendus acides par la fixation d'un ou plusieurs groupements acides (carboxyliques ou phosphates).

Le monomère acide peut être l'acide maléique ou des esters métacryliques dont un grand nombre est dérivé de l'estérification de l'acide phosphorique.

Ce sont des acides faibles dont le pouvoir déminéralisant ne peut être comparé à celui de l'acide phosphorique.

- **Acide maléique**

C'est un acide organique qui permet l'attaque par mordantage des parties inorganiques de l'émail et de la dentine (75).

Il peut, par sa double liaison, copolymériser avec les radicaux méthacryliques (20).

- **Les dérivés de l'estérification de l'acide phosphorique**

- Le **PENTA-P : Dipentaerythritol-pentaacrylate phosphate ester** (PRIME & BOND 2 ET 2.1 ® )

Le PENTA-P est un monomère présentant un groupe hydrophile phosphorique acide et un groupe hydrophile (1).

Ses groupements phosphates pourraient se lier avec le calcium de la surface dentinaire (88).

- Le **GPDM : Diméthacrylate de l'acide glycerophosphorique** (OPTIBOND® )

- Le **Phenyl-P (CLEARFIL LINER BOND 2 ® ) : 2-(methacryloxy)ethyl Phényl Hydrogène Phosphate**

C'est un monomère hydrophobe.

Comme le 4-META, son acidité peut rompre les liaisons hydrogènes interpeptidiques des fibres de collagène collées ensemble par des protéines non collagéniques solubilisées (73).

Sa liaison au calcium n'est pas hydrauliquement stable (96).

- Le **10-MDP (CLEARFIL LINER BOND 2 ® ) : 10-methacryloyloxy decyl dihydrogène phosphate.**

C'est un monomère hydrophile.

Son groupement phosphate permet une liaison chimique stable avec le calcium exposé (88) (96).

Il permet également une liaison mécanique de part sa diffusion et sa polymérisation dans les structures dentaires.

Il existe bien d'autres types de méthacrylates acides ou potentiellement acides (10) tels que le classique **4-META** (AQ BOND ®) ou **4-Methacryloxyethyl Trimellitic Acid**.

Celui-ci diffuse dans la dentine déminéralisée collapsée car son acidité peut rompre les liaisons hydrogènes inter peptidiques (73).

C'est une molécule amphiphile possédant un groupe carboxyl hydrophile et un groupe méthacryloyloxyéthyl hydrophobe.

Il permet l'infiltration de l'agent de liaison, l'adhésion au collagène et présente, de part sa fonction chélatrice, un potentiel à se lier aux ions calcium (96) ainsi qu'à des surfaces métalliques comme l'amalgame (53).

## **2122. les monomères adhésifs**

- **l'HEMA : Hydroxyethyl méthacrylate**

C'est un monomère hydrophile (75)

Ces monomères vont polymériser in situ par réaction radicalaire grâce à un photoamorceur.

L'HEMA est monofonctionnel, c'est-à-dire que la réaction de prise s'effectue uniquement dans 2 directions formant ainsi des molécules linéaires (33).

De plus l'HEMA est censé rompre les liaisons hydrogènes entre les fibres de collagène, ramollissant ainsi la trame et leur permettant de se réétaler.

Il favorise ainsi la pénétration des autres monomères.

C'est le monomère le plus couramment retrouvé dans les adhésifs automordants.

Il possède de bonnes capacités mouillantes et offre une bonne affinité pour la dentine mais il serait responsable des effets cytotoxiques des adhésifs (39) en

entraînant une diffusion importante de monomères non polymérisés dans les tubules (92).

- **Bis-GMA (résine de BOWEN) : bisphénol-A glycidyl methacrylate**

C'est un monomère hydrophobe (93) de haut poids moléculaire (75) résultant de l'association d'une résine époxy avec une résine acrylique.

Il confère au matériau sa rigidité après polymérisation.

- **TEGDMA : Triethylene glycol dimethacrylate**

C'est un monomère hydrophobe (93).

C'est un contrôleur de viscosité.

Il favorise la mouillabilité des charges par la résine matricielle et permet de réduire la rigidité du matériau.

Il présente toutefois un inconvénient majeur, il augmente la contraction de prise et donc diminue l'adaptation marginale.

- **UDMA : Uréthane Dimétacrylate**

C'est un monomère hydrophobe.

Comme le bis-GMA il confère au matériau sa rigidité après polymérisation .

Il est de viscosité plus faible et semblerait se lier avec l'apatite et le collagène.

Sa rigidité et sa contraction de prise restent 2 défauts non négligeables.

Lorsqu'il est associé à l'HEMA, il permet la formation d'un film continu de résine (76).

### 2123. Les solvants

Ils sont utilisés pour solubiliser et véhiculer les monomères.

Le caractère volatile de ces produits et leur aptitude à chasser l'eau permettent aux monomères de pénétrer la trame collagénique en lieu et place de celle-ci.

Ils permettent le collage humide (« *wet bonding* »).

Les adhésifs automordants sont tous des produits hydrophiles à base d'eau et de solvants (52).

- **l'eau (H<sub>2</sub>O)**

C'est un solvant physiologique.

Les adhésifs à base d'eau sont insensibles au degré d'humidité dentinaire (94) (73) et semblent coller avec la même efficacité sur des surfaces plus ou moins humides (mais ni sèches ni mouillées), cependant ils nécessitent une évaporation poussée de la couche d'adhésif, l'eau s'éliminant plus difficilement.

Cela est vraisemblablement, dû en grande partie, à la capacité des primaires à base d'eau de ré-humidifier et de dilater la trame de fibres de collagène partiellement modifiée permettant ainsi une meilleure infiltration de la résine.

Cependant, d'après AGOSTINI et coll. (1), les systèmes adhésifs à base d'eau présentent une force d'adhésion plus faible du fait d'une polymérisation incomplète des monomères.

- **l'acétone (CH<sub>3</sub>COCH<sub>3</sub>)**

C'est un solvant organique se caractérisant par une très forte volatilité.

Les systèmes à base d'acétone nécessitent (45) (94) et supportent une humidité plus importante sans baisse de l'adhésion.

Les autres systèmes, surtout ceux à base d'éthanol requièrent une surface plus sèche (mais pas desséchée !).

Dans les systèmes à base d'acétone, quand l'acétone entre en contact avec l'eau de la dentine le point d'évaporation de l'acétone est élevé et celui de l'eau abaissé.

C'est le phénomène d'**azéotropisme** (10) [se dit d'un mélange de 2 liquides qui distille à température constante en produisant, sous une pression donnée, une vapeur de composition fixe (27)].

Cela entraîne l'évaporation de l'eau et de l'acétone permettant le passage de la résine.

Pour cette raison, les adhésifs à base d'acétone ne doivent pas être brossés lors de leur application car cela entraîne une évaporation prématurée du solvant ce qui nuit à la pénétration des monomères adhésifs (13).

Il est important de noter que l'obtention d'une surface humide n'implique pas une tolérance aux agents contaminants tels que le sang, le fluide gingival ou la salive.

Les adhésifs monoflacons à base d'acétone seraient trop sensibles à la technique utilisée pour être mis en œuvre au cabinet (50).

- **l'éthanol (CH<sub>3</sub> CH<sub>2</sub> OH)**

C'est un solvant organique soluble dans l'eau et moins volatil que l'acétone.

Les adhésifs à base d'éthanol semblent être les plus tolérants d'emploi.

Il est nécessaire d'évaporer le solvant après application et de brosser la surface dentinaire pour améliorer la pénétration.

## **2124. Autres composants**

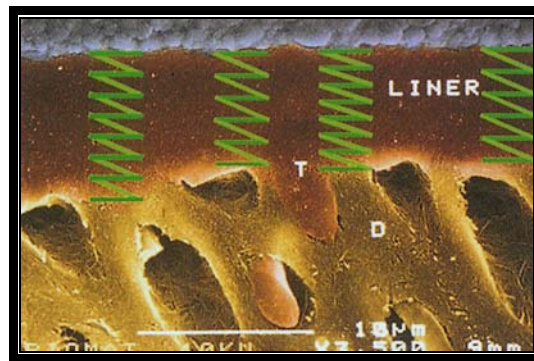
- **les charges**

Les charges ont pour but d'améliorer les propriétés mécaniques et physiques des adhésifs.

Les nanoparticules sont destinées à augmenter la viscosité de l'adhésif (XENO III ®, PRIME & BOND NT ®) (84) de manière à pouvoir l'utiliser en une seule couche.

Ils permettent l'obtention d'une couche de résine suffisamment épaisse au dessus de la couche hybride, car même s'ils ne pénètrent pas le réseau de collagène, le film qu'ils génèrent stabilise la couche hybride (20) (57) (88) (92).

Ce film chargé crée une zone tampon élastique qui amorti le stress généré par le retrait de polymérisation (1).



**Photo 1 : Une couche relativement épaisse d'adhésif chargé (liner) entre la dentine (D) et le composite (apparaît globuleux et grisâtre) permet d'amortir les contraintes notamment lors du retrait de polymérisation. D'après DEGRANGE (20)**

De plus, la présence de charges augmenterait la mouillabilité de l'adhésif et faciliterait l'infiltration de monomères dans la dentine (88).

Les composites non chargés (PROMPT-L-POP ®) appliqués en une seule couche sont victimes d'une oxydation de surface par l'oxygène lors de leur mise en place, oxydation qui inhibe la polymérisation de la résine, entraînant des défauts de polymérisation, limitant son absorption dans le composite ou mettant parfois le composite directement en contact avec la couche hybride.

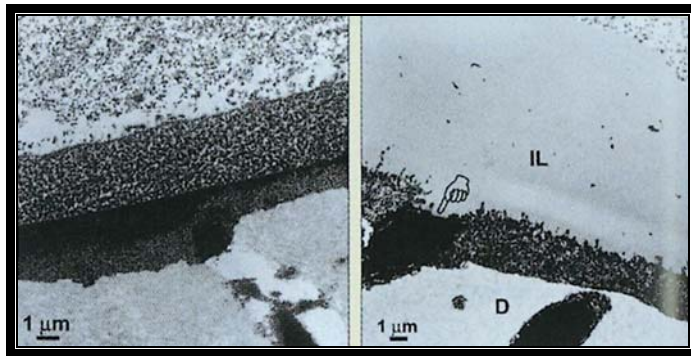


Photo 2 : Couche inhibée par l'oxygène partiellement polymérisée en contact avec la surface dentinaire. D=dentine, IL=couche d'inhibition  
D'après Tay (84).

Elles augmentent la stabilité mécanique des matériaux de restauration, la dureté des matériaux et diminuent la rétraction de polymérisation.

- **le glutaraldehyde**

Il jouerait un rôle important dans l'élimination des sensibilités post-opératoires (53).

Il établit des liaisons avec les groupements amines des acides aminés du collagène.

S'agissant d'un fixateur cellulaire, sa bio compatibilité est discutée.

- **les agents de polymérisation** les camphoroquinones (CQ) (XENO III®) (53)

Ce sont des amorceurs de polymérisation qui, en se décomposant, initient l'élongation du polymère (75).

## 22. ETUDE

### 221. ADHERENCE

#### 2211. Généralités

Il est important ici de faire la distinction entre adhérence et adhésion.

L'**Adhésion** se définit comme étant l'attraction des molécules de surface de 2 éléments en contact intime et proche (73).

C'est l'ensemble des interactions qui contribuent à unir 2 surfaces entre elles.

Elle est difficilement mesurable, et depuis peu, par microscopie de force atomique.

L'**Adhérence**, ou résistance de collage, dépend de l'intensité des forces présentes sur chaque site de contact.

C'est la force nécessaire à la séparation de 2 surfaces.

La pérennité des restaurations collées passe par l'obtention d'une adhésion de qualité (10).

Elle doit :

- Compenser le stress de la rétraction de prise des résines (environ 17 MPa ).
- Compenser le différentiel de variations volumétriques entre le composite et les tissus dentaires.
- Permettre la restauration de cavités non rétentives (préservation de la substance dentaire et de la santé pulpaire lors de la préparation de la cavité, nouvelles données de l'odontologie conservatrice moderne, abolissant les principes de préparation de Black).

Les substances liquides puis solides que sont les adhésifs permettent d'assurer ce contact proche et intime entre solides.

En effet, à l'échelle atomique, les solides présentent souvent des surfaces rugueuses, ce qui veut dire qu'elles ne sont en contact les unes avec les autres qu'en certains points.

Leur contact est meilleur si une couche intermédiaire (l'adhésif) est interposée entre eux.

Le contact de l'adhésif 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 d'un substrat se caractérise par la façon dont un liquide rentre en contact physiquement avec un solide.

Elle est définie par l'angle de contact  $\theta$  entre la surface du solide et celle du liquide (33).

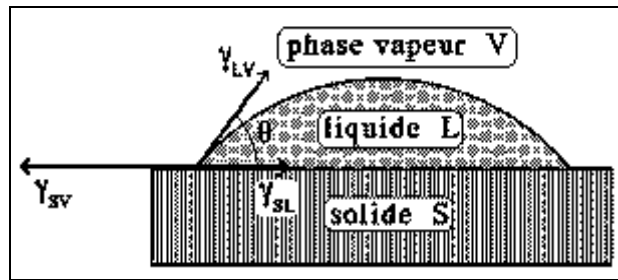


Fig 2 : Schéma illustrant le concept de mouillabilité  
D'après BARQUINS (6)

Plus le liquide s'étale sur la surface, plus l'angle de contact est proche de zéro, et meilleur est le mouillage (73).

L'étalement d'un liquide sur une surface dépend de 3 facteurs fondamentaux :

- **l'énergie libre de surface du solide** c'est-à-dire son aptitude à attirer les molécules externes.
- La **tension superficielle du liquide** qui mesure aussi sa cohésion et sa résistance à l'étalement et qui est en équilibre avec sa tension de vapeur.
- **L'énergie interfaciale.**

Remarque : la mouillabilité n'a pas de rapport avec la viscosité.

La viscosité détermine seulement la vitesse d'étalement.

Pour obtenir une bonne mouillabilité, il faudra une énergie de surface élevée au niveau de la dent et une tension superficielle de la résine la plus basse possible.

Il existe 2 théories relatives au phénomène d'adhésion (73):

- **La théorie mécanique**, selon laquelle l'adhésif, après durcissement, s'engrène mécaniquement dans les rugosités et irrégularités de la surface adhérente.
- **La théorie d'adsorption**, qui s'applique à toutes sortes de liaisons chimiques de l'adhésif à l'adhérent, par des liaisons primaires ou secondaires ; les premières sont les liaisons ioniques et covalentes (liaisons fortes) et les secondes sont les liaisons hydrogènes, les dipôles et les forces de VAN DER WAALS [liaisons faibles résultant des interactions de très courte portée qui naissent des phénomènes d'attraction électromagnétique, liés aux fluctuations extrêmement rapides des distributions électroniques autour des noyaux atomiques (6)].

En dentisterie, la rétention micromécanique est l'explication la plus courante du mécanisme d'adhésion d'un matériau à la structure dentaire (73). Une résistance de l'interface dentine/résine de 17 MPa a été considérée comme la valeur minimum requise pour éviter le décollement. Elle correspond à la force dégagée par le retrait de polymérisation de la résine (93).

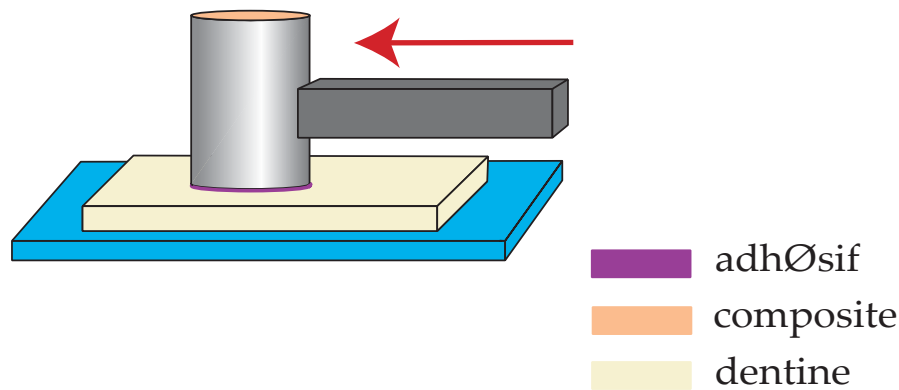
Une résistance de collage élevée (adhérence) est un facteur nécessaire mais non suffisant pour déterminer une adhésion de bonne qualité.

Il existe différentes techniques permettant la mesure de l'adhérence d'un joint collé.

On distingue principalement 2 catégories d'essais (54):

- ceux qui mesurent la résistance à la décohésion de l'interface par traction ou cisaillement :

- **Le cisaillement :**



**Fig 3 : Principe du test de cisaillement**

On réalise une coupe coronale de molaire par exemple.

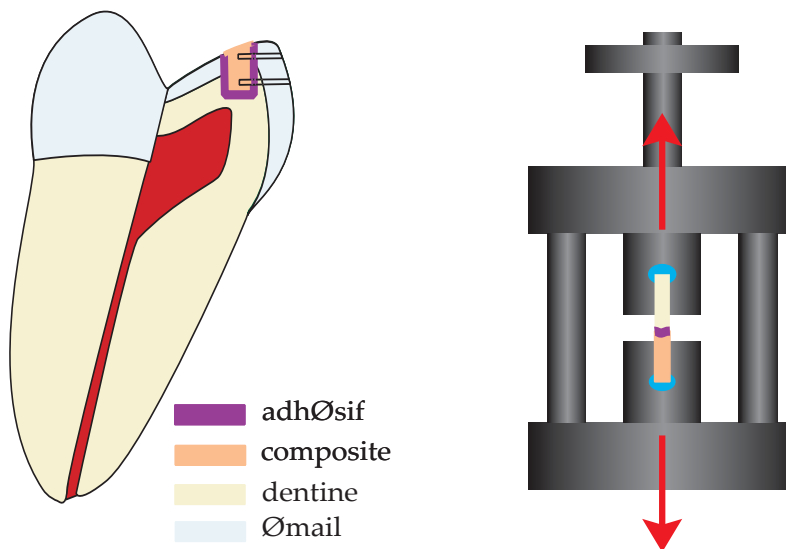
Sur cette surface plane, on réalise le collage du composite sur l'adhésif préalablement appliqué.

Ce composite est polymérisé dans un cylindre de Téflon sur lequel on applique une force latérale par l'intermédiaire d'un couteau se déplaçant à vitesse donnée.

La force nécessaire au décollement du composite sera assimilée à l'adhérence de ce dernier.

Ce test est peu exploitable car les paramètres sont très variables d'un expérimentateur à l'autre (surface des échantillons, force et point d'application de cette force).

- **La microtraction** (MTBS = Microtensile Bond Strength) :



**Fig 4 : Principe du test de microtraction**

On réalise des coupes d'1 mm d'épaisseur perpendiculaires à la surface de collage.

Les coupes sont alors préparées au niveau de l'interface composite/dent pour que la surface à tester ne fasse plus qu'1 mm<sup>2</sup>.

Elles sont ensuite fixées dans un support de cyanocrylate à une machine-test qui délivre une traction pure à une vitesse de 1 mm/min.

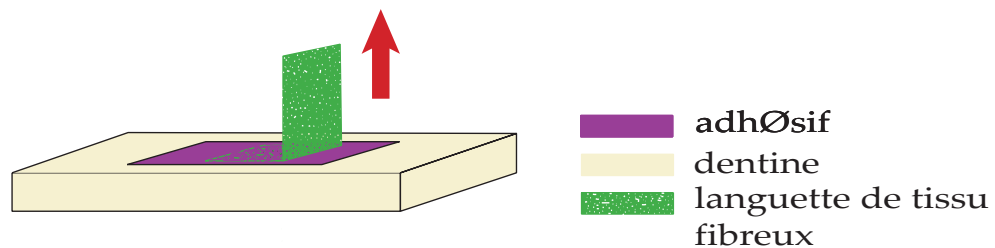
La force délivrée pour la rupture sera assimilée à la force d'adhésion.

Les paramètres étant standardisés, les données de différentes équipes sont comparables.

Mais ce test ne permet pas une véritable modélisation des conditions retrouvées *in vivo* (la direction d'application de la force est différente de celles retrouvées dans la mastication).

- ceux de la mécanique de la rupture qui mesurent une résistance à la propagation d'une fissure permettant de calculer la valeur du taux de restitution de l'énergie de la rupture de l'interface :

- **Le pelage :**



**Fig 5 : Principe du test de pelage**

Une languette de tissu fibreux perméable à l'adhésif est incluse dans l'adhésif.

Une fois l'adhésif polymérisé, on procède à l'arrachement de la fibre perpendiculairement à la surface de collage par une machine test qui donne la force délivrée.

- Le clivage :

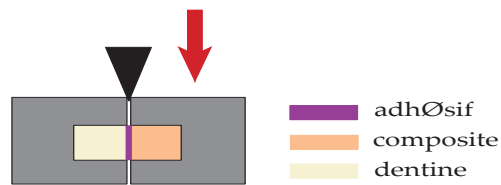


Fig 5 : Principe du test de clivage

On utilise 2 pièces métalliques parallélépipédiques assemblées sur un joint collé et soumises à un écartement forcé par l'introduction d'un coin. La propagation de la fissure sera corrélée à la performance du système de collage.

- Le test d'expulsion :

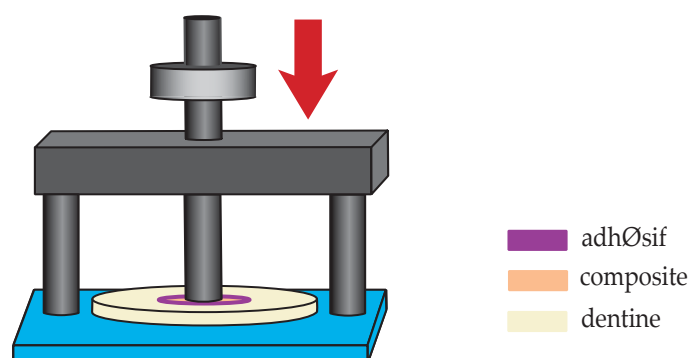


Fig 6 : Principe du test d'expulsion

On obture une cavité dans un morceau de dentine avec l'adhésif et le composite à étudier.

Puis des coupes sont réalisées de façon à obtenir des tranches d'épaisseur constantes dans lesquelles le composite est encerclé par de la dentine et/ou de l'émail.

Une force est appliquée sur le composite jusqu'à expulsion de celui-ci.

Le mode d'application de la force peut être statique ou cyclique.

C'est le test reproduisant le plus les conditions retrouvées *in vivo*.

Mais il existe une variabilité importante dans la réalisation des échantillons.

Il y a peu de standardisation des méthodes de test, beaucoup de variables et de nombreux éléments dont les équipes ne tiennent pas compte.

Une comparaison des valeurs de résistance du collage des systèmes adhésifs entre les différentes études est irréaliste et elle ne devrait se faire que dans le cadre d'une même étude.

De même, les expérimentations ne testent le plus souvent que la résistance au collage immédiate.

Par exemple, une hydrolyse secondaire de la dentine déminéralisée non infiltrée modifie de façon conséquente les résultats obtenus à court terme.

A l'issue de ces tests on observe les interfaces de séparation.

L'adhérence a été quantifiée, il faut maintenant la qualifier.

On parle de **fracture adhésive** (ou interfaciale) lorsqu'elle survient au niveau de l'interface substrat/composite (plus précisément dans la couche hybride), de **fracture cohésive** lorsqu'elle est située entièrement dans le

substrat ou dans le composite, et de **fracture mixte** (ou cohésive partielle) lorsqu'elle associe les 2 types.

Les surfaces fracturées sont classées en 5 groupes :

- Fracture interfaciale entre la surface inférieure de l'adhésif et le haut ou le bas de la couche hybride.
- Fracture cohésive partielle dans la dentine
- Fracture cohésive partielle dans le composite
- Fracture cohésive dans la dentine
- Fracture cohésive dans le composite

On étudie également la qualité de l'interface résine/dentine par différentes techniques de microscopie, et en particulier l'hybridation et la formation des brides de résine, mais aussi les reliefs de mordantage.

Les techniques les plus utilisées sont la microscopie électronique à balayage, la microscopie confocale, la microscopie électronique à transmission et plus récemment, la microscopie à force atomique dont le principal avantage réside dans le fait qu'elle ne nécessite pas de procédés importants et spécifiques tels que la fixation chimique, la déshydratation et le séchage, ou encore une couche métallique conductrice, comme il en est pour les observations au MET ou au MEB.

Chacune de ces étapes dans la préparation des échantillons entraîne un risque d'artefacts.

En effet, comme précisé précédemment, une bonne adhérence n'est pas synonyme d'un collage de qualité.

Pour assurer une reconstitution pérenne on doit rechercher des défauts d'infiltration de la résine et des hiatus présentant des zones de faiblesse de

l'adhésion qui pourront, à court ou moyen terme, nuire à l'étanchéité de l'obturation.

## **2212. Les dentines**

### **22121. Généralités**

La première étape de l'adhésion est le contact intime entre l'adhésif et le substrat à coller.

La dentine présentant une structure et une composition totalement différente de celle de l'émail, les principes de son adhésion avec l'adhésif sont beaucoup plus complexes

Plusieurs problèmes se posent :

- L'humidité intrinsèque de la dentine.

Plus la dentine est proche de la pulpe, plus la quantité de fluide dans les tubules est importante.

- Ainsi que nous l'avons vu la structure est non homogène.
- La microstructure est encore plus variable.

Elle est fonction des modifications pathologiques et physiologiques (dentine saine, sclérotique, affectée, dent temporaire, dent « âgée », plus ou moins proche de la pulpe...).

Il sera prudent d'identifier le type de dentine avant de commencer un collage (73).

- L'action de l'acide est différente, les microrétentions sont plus difficiles à obtenir.
- On observe la présence de la boue dentinaire, résidu organo-minéral créé après fraisage.

Un contact intime avec la dentine ne peut être obtenu que si la couche de boue dentinaire est au moins en partie dissoute, dissolution sélective, et incorporée à la couche d'adhésif ou totalement éliminée.

En prélude à l'étude de l'adhérence sur les différents types de dentines, il semble essentiel de décrire 2 des facteurs principaux de l'adhésion dentinaire ; la boue dentinaire et la couche hybride.

### **221211. La boue dentinaire**

La boue dentinaire, souvent appelée « *smear layer* », est produite pendant la préparation mécanique de la cavité dentaire.

Cette couche poreuse épaisse d'environ 1 à 7  $\mu\text{m}$  est composée d'hydroxyapatite, de collagène modifié, de bactéries et d'eau.

La qualité et l'épaisseur de la couche de boue dentinaire est fonction de la granulométrie des instruments utilisés, de leur mode d'utilisation, du site dentinaire et de l'utilisation ou non d'une projection d'eau.

Elle est toujours présente et adhère faiblement à la surface de la dentine saine en bouchant l'entrée des canalicules dentinaires mais aussi en empêchant tout contact direct de n'importe quel matériau avec le substrat dentinaire.

Elle est plaquée sur cette surface et ne peut être éliminée ni par brossage ni par rinçage.

De plus, la couche et les bouchons de boue dentinaire sont contaminés par les bactéries, le collagène dénaturé et, dans le cas où le praticien n'a pas utilisé de champ opératoire efficace, on y retrouve de la salive et des cellules sanguines.

**DEGRANGE** (2003) pense que si une bactérie est complètement encapsulée par les monomères après polymérisation, le risque de contamination est quasiment nul.

Ce serait le cas avec l'utilisation des adhésifs automordançants,

Une des méthodes de classification des systèmes adhésifs tient compte du traitement de la boue dentinaire, c'est la classification de **VAN MEERBEECK** (1999) (25).

Successivement, la boue dentinaire a été **conservée** mais on constatait une faible adhérence de la boue au substrat donc un échec des reconstitutions.

Par la suite elle a été **éliminée**, provoquant l'exsudat du fluide dentinaire par augmentation de la perméabilité trans-dentinaire (perméabilité augmentée d'un facteur 32) et des sensibilités post-opératoires plus fréquentes.

Aujourd'hui, elle est **modifiée**. C'est ce qu'on appelle la dissolution sélective qui aboutit à la formation d'une partie de la couche hybride. C'est la technique utilisée avec les adhésifs automordançants.

Les systèmes automordançants dissolvent sélectivement la boue dentinaire dont les composants sont inclus dans la couche hybride (52), déminéralisent partiellement la dentine sous-jacente et laissent les tubuli fermés par les bouchons de boue.

De ce fait seules de légères brides de résine peuvent se former.

On réduit à une seule le nombre d'étapes. Ces adhésifs n'ont pas besoin d'être dispersés à l'air, d'être rincés et on élimine donc le problème du choix entre une dentine sèche ou humide.

Cependant il a été montré qu'une couche épaisse de boue dentinaire peut compromettre l'efficacité des adhésifs automordançants moyennement acides (83).

La neutralisation de l'adhésif, due au pouvoir tampon de l'hydroxyapatite (13) (73) sur l'acide pendant la dissolution de la boue, empêche la déminéralisation superficielle de la dentine et une exposition correcte du collagène nécessaire à la formation de la couche hybride.

S'il persiste une zone de boue dentinaire non ou mal infiltrée sous la reconstitution, celle-ci est susceptible de se dissoudre par hydrolyse et cela constitue une voie de passage pour les produits de dégradation bactériens. C'est la nanoinfiltration (« *nanoleakage* ») (13)..

Les réactions pulpaires chroniques sont dues essentiellement au pouvoir irritant des toxines bactériennes qui envahissent les interfaces par percolation et atteignent la pulpe.

Ils doivent avoir une acidité suffisante pour dépasser le pouvoir tampon de la boue et ils doivent aussi contenir suffisamment de monomères pour rentrer en compétition avec l'eau quand ils diffusent dans celle-ci (10).

La boue, non totalement éliminée, est incorporée dans la couche hybride ce qui explique en partie qu'elle soit plus mince (mais plus homogène) qu'après un mordantage préalable à l'acide phosphorique. Cela n'a, à priori, pas d'incidence sur l'adhésion.

## **221222. La couche hybride**

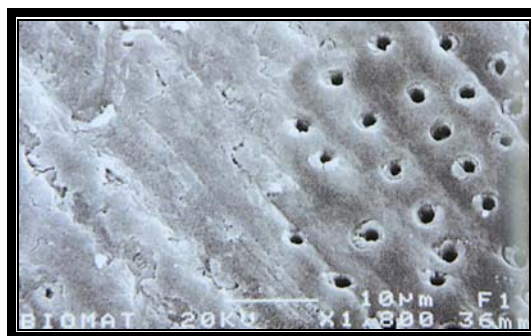
L'hybridation est caractérisée par le remplacement de l'hydroxyapatite et de l'eau, à la surface de la dentine, par de la résine.

La couche hybride est un entrelacement de 2 types de polymères : les fibres de collagène, polymère d'origine naturelle, d'une part et les macromolécules de l'adhésif, polymère de synthèse d'autre part.

Cette couche hybride peut être apparentée à un « velcro » (20). Elle absorbe une partie des contraintes lors de la polymérisation et de la mastication. Elle est également garante d'une bonne étanchéité dentinaire.

Avec les systèmes conventionnels, la couche hybride est obtenue en 3 étapes.

Le mordantage à l'acide phosphorique à 30-40 % déminéralise une couche superficielle de dentine de 0,5 à 5  $\mu\text{m}$ , exposant un treillis microporeux de fibres de collagène. Ce gel d'acide est ensuite rincé abondamment puis la cavité séchée modérément.



**Photo 3 : Vue au MEB illustrant l'élimination de la boue dentinaire (présente sur la partie gauche) par l'attaque acide qui révèle la structure dentinaire (partie droite). D'après DEGRANGE (20)**

Le primaire ou promoteur d'adhésion est ensuite appliqué. Il contient en solution des solvants (eau, acétone, éthanol) et un ou plusieurs monomères amphiphiles se liant à la fois à la résine et au collagène. Il maintient ouvert le réseau inter fibrillaire, en fixant l'eau nécessaire à la stabilité du réseau de collagène, permettant aux monomères résineux d'atteindre les fibres de collagène, de les entourer et si possible de les infiltrer.

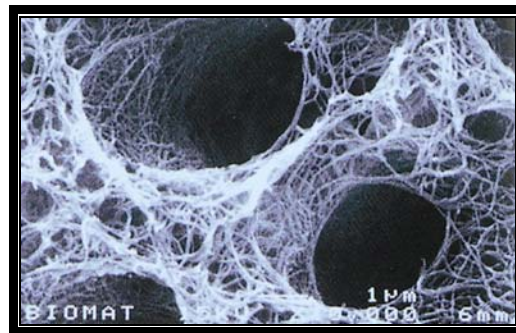


Photo 4 : Réseau fibrillaire de collagène au MEB lorsqu'il est stable grâce à l'eau qu'il contient. D'après DEGRANGE (20)

Il évite ainsi le collapsus protéique, comparable à un « banc de varech » sur les rochers à marée basse, causé par le séchage de la cavité et accentué par des liaisons hydrogènes intermoléculaires avec les peptides de collagène voisins (73).

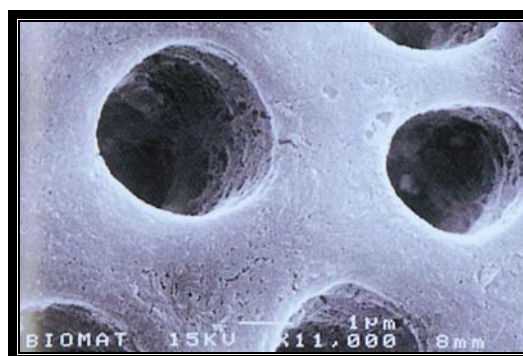


Photo 5 : Réseau fibrillaire de collagène effondré après séchage, au MEB. D'après DEGRANGE (20)

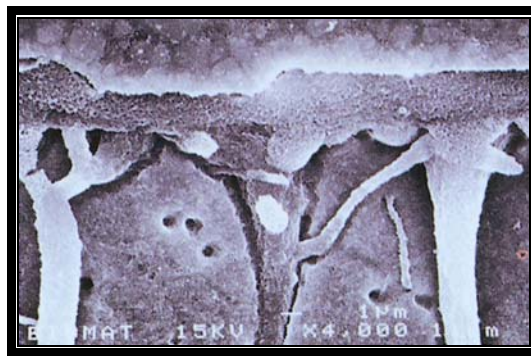
On place ensuite la résine adhésive qui obstrue les pores restants créant un ancrage micromécanique de la résine dans les fibres de collagène.

Les monomères adhésifs de la résine doivent se substituer à l'eau dispersée dans le réseau de collagène (20).

La résine pénètre également dans les tubuli dentinaires et dans la dentine intratubulaire (25), tubuli ouverts après mordantage, créant des brides (« tags ») dentinaires.

C'est l'hybridation de la résine.

On observe également la formation de microbrides dans les tubules latéraux (94), c'est l'hybridation latérale.



**Photo 6 : Brides résineuses et ramifications latérales au MEB**

**D'après DEGRANGE (20)**

Ces brides, véritables « agrafes » de résine, participent à l'adhésion des résines à la dentine, en particulier dans les cavités profondes compte tenu de l'augmentation de la densité et du diamètre des canalicules au fur et à mesure que l'on se rapproche de la pulpe (20).

En MET, on observe la présence de cristaux d'hydroxyapatite, non dissous pendant le mordantage, autour des fibres de collagène (94).

Ces cristaux peuvent établir une liaison chimique avec l'adhésif qui s'ajoute à la rétention micromécanique [le collagène seul étant peu réactif chimiquement (73)].

Cette couche hybride est acido-résistante [imprégnation des protéines dentinaires par la résine (59)] et est prédictive de la stabilité du collage et de la longévité de celui-ci.

La couche hybride obtenue avec les systèmes adhésifs traditionnels est relativement poreuse.

Ces porosités sont dues à une infiltration incomplète du collagène par la résine, à une évaporation incomplète ou prématurée du solvant, à un relargage de monomères non polymérisés, à une hydrolyse ou une dégradation du collagène ou de la résine, à un excès d'eau [responsable de la formation de lacunes interfaciales (59)], ou à un mauvais mouillage du collagène.

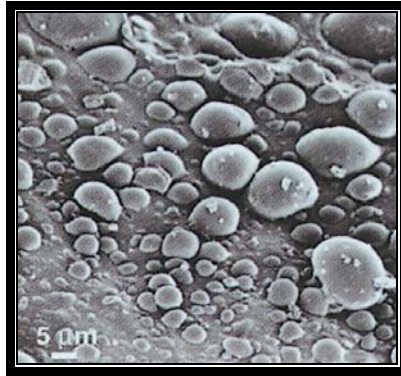
Ces porosités sont responsables d'un phénomène appelé *nanoleakage* (13) (94).

Il consiste en la diffusion d'ions ou de molécules d'une taille de l'ordre du nanomètre dans ces porosités.

Ce peuvent être des enzymes qui, en atteignant les fibres de collagène non protégées ni par la résine ni par l'hydroxyapatite, les dégradent, entraînant la rupture de la liaison à la dentine (53).

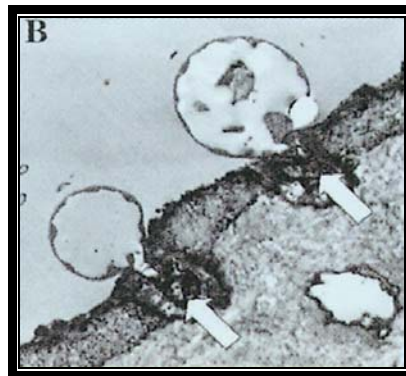
On observe également l'apparition de sensibilités dentinaires après mordantage total.

Les tubules ouverts permettent la transsudation du fluide dentinaire.



**Photo 7 : Exsudation de fluide dentinaire de la dentine vitale profonde.**

**D'après TAY (84)**



**Photo 8 : Transudation du fluide dentinaire. D'après TAY (84)**

Des bulles d'eau se forment le long de la couche d'adhésif et un phénomène de pompage stimule les fibres nerveuses et induit des sensibilités post-opératoires.

Avec les systèmes adhésifs automordançants, le protocole est simplifié et la qualité de la couche hybride améliorée.

La difficulté principale à laquelle sont confrontés les praticiens avec les systèmes à mordançage total avec rinçage et séchage préalables, réside dans le fait qu'il est difficile d'avoir un contrôle optimal du degré d'humidité de la dentine au moment de l'application de l'adhésif.

Etudions tout d'abord les adhésifs automordançants en 2 temps.

Ils se composent de 2 solutions, une contenant un primaire d'adhésion acide et l'autre l'adhésif.

Ce primer contient en solution des monomères acides qui permettent son utilisation sans mordantage préalable de la dentine.

La boue dentinaire est donc laissée en place.

Les monomères acides dissolvent sélectivement la boue dentinaire laissée en place après fraisage (dissolution des cristaux minéraux, mais le phosphate de calcium précipite ou reste en suspension dans la résine), et atteignent la couche de dentine sous-jacente.

Ils infiltrent le réseau de collagène au fur et à mesure de la déminéralisation de la dentine.

Ces produits ne sont pas rincés, le praticien n'a donc pas à évaluer le bon degré d'humidité puisque la teneur en eau de la dentine n'est pas modifiée.

Ce primaire automordançant est ensuite légèrement séché afin de permettre l'évaporation du solvant, mais on n'observe pas de collapsus protéique car le réseau de collagène est déjà infiltré.

On applique ensuite la résine adhésive immédiatement polymérisée.

La zone déminéralisée est ainsi totalement infiltrée.

On limite ainsi le risque d'apparition de lacunes interfaciales et donc de nanoleakage.

La boue dentinaire laissée en place obstrue les entrées canaliculaires ce qui a 2 conséquences.

Les mouvements de fluide dentinaire à l'intérieur des tubules, ou perméabilité trans-dentinaire, sont limités voir empêchés, on observera donc moins de sensibilités post-opératoires (18) (52) (53).

L'hybridation tubulaire est très superficielle voire inexistante ce qui ne semble pas avoir de conséquences sur la qualité de l'adhérence (10).

La couche hybride obtenue est plus fine, de 0,5 à 1  $\mu\text{m}$ , mais plus homogène [les monomères acides atteignent forcément le front de déminéralisation (52)] et semble accroître la longévité des restaurations sur adhésifs automordançants (l'adhérence à la dentine ne dépend pas de l'épaisseur de la couche hybride mais de sa qualité).

En effet, l'épaisseur de la couche hybride n'est pas un bon paramètre pour mesurer l'efficacité du collage. L'humidification du collagène et la pénétration des espaces interfibrillaires sont probablement plus importants à évaluer (93).

Cette faible épaisseur de couche hybride est en partie due au fait que l'acidité du primaire diminue au fur et à mesure qu'il pénètre la boue dentinaire lui laissant moins de potentiel déminéralisant lorsqu'il atteint la dentine (10).

2 types (niveaux) de couche hybride semblent fonctionner comme une seule et même unité (83) sans disjonction lors des tests de traction

### **22122. Dentine saine**

L'adhésion sur dentine saine est une configuration clinique relativement rare en odontologie conservatrice.

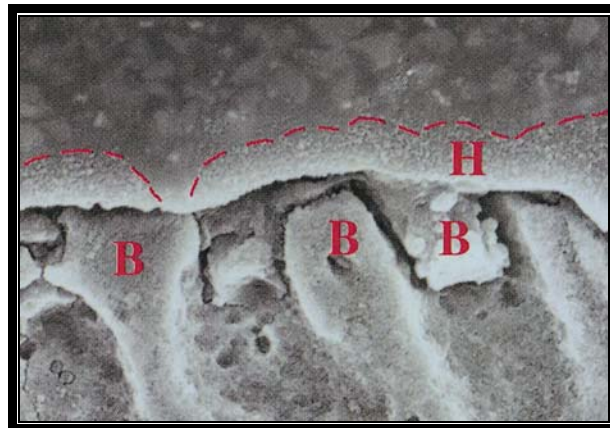
Nous intervenons en général sur des dents atteintes de lésions carieuses, souffrant d'abrasions ou d'érosions, ou en reprise de traitement.

Les soins sur dentine saine sont essentiellement effectués sur des dents fracturées ou après un curetage important (voire exagéré ou non justifié) de lésions carieuses.

L'adhésion dentinaire moderne est fondée sur la rétention micromécanique (rôle moins important de la liaison chimique) sur une surface déminéralisée.

Cette rétention micromécanique entre dentine et adhésif résulte de 2 processus :

- L'hybridation périlitubulaire et intertubulaire entre la résine et le collagène de la dentine déminéralisée.
- La formation des brides de résine dans les tubuli.

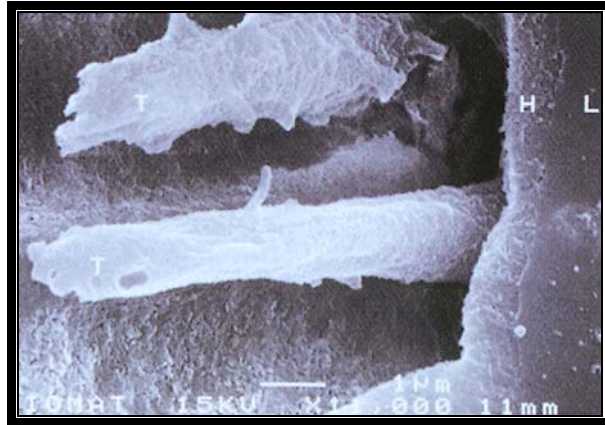


**Photo 9 :Interface dentine-adhésif automordant (AdheSE®) au MEB**

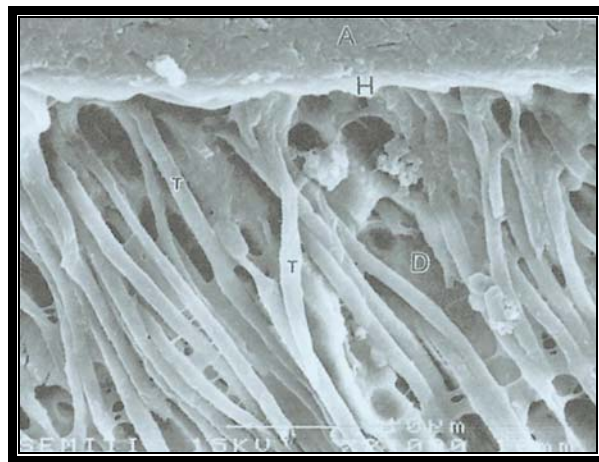
**H=couche hybride bien formée de faible épaisseur**

**B=brides résineuses intracanalaires**

**D'après LASFARGUES (52)**



**Photo 10 : Coupe d'une interface collée avec du Clearfil liner Bond ®  
D'après DEGRANGE (20)**



**Photo 11 : Interface résine-dentine**

**A=Adhésif, H=couche hybride, T=Brides de résine, D=Dentine  
D'après RIBEIRO (72)**

Ces 2 processus sont en partie dépendants de la perméabilité dentinaire.

L'adhésion et l'adhérence sur dentine saine à savoir une dentine d'adulte jeune exempte d'atteinte pathologique, est étudiée à différentes profondeurs de dentine, c'est-à-dire plus ou moins proche de la chambre pulpaire ( ou cavité camérale ), sous différentes hygrométries ou températures, avec différentes pression pulpaires simulées.

Avec les adhésifs automordançants, les fractures observées sont en majorité mixtes ou cohésives ce qui signe un collage optimum, la résistance du joint collé devenant supérieure à la résistance cohésive de la dentine (24) (79) (83) (88) (93).

L'humidité de l'air ou de la dentine ne semble pas affecter la qualité de l'adhésion des adhésifs automordançants (7) (24), la perméabilité transdentinaire ne semble pas avoir d'incidence sur la qualité de l'adhésion (64).

Le mordantage préalable de la dentine à l'acide phosphorique à 35 % diminue la force d'adhérence des adhésifs automordançants (89) par dénaturation du collagène (42).

Les adhésifs automordançants sont moins performants sur la dentine radiculaire (9) mais leurs performances se rapprochent tout de même de celles des systèmes conventionnels à mordantage préalable.

La durée de contact avant polymérisation des adhésifs automordançants n'a pas d'incidence sur la force d'adhérence si on l'augmente par rapport à celle préconisée par le fabricant mais l'adhérence est plus faible si cette durée est écourtée (42).

Il était généralement admis que la force d'adhésion des adhésifs était meilleure sur dentine superficielle que sur dentine profonde (plus proche de la pulpe).

En effet plus on se rapproche de la pulpe, plus l'exsudat de fluide dentinaire est important.

Cette humidité est susceptible d'entraîner une dilution des monomères adhésifs et donc de nuire à l'adhésion.

La profondeur de dentine n'a pas d'incidence sur la force d'adhérence des composites chargés (88) (97) qui créent un film continu stabilisant la couche hybride et qui diffusent plus rapidement et plus profondément dans la dentine via les tubules que directement dans la matrice intertubulaire.

L'adhérence de ces systèmes à la dentine est parfois supérieure à celle des systèmes conventionnels (15).

Voici, à titre indicatif, une comparaison des performances de collage dentinaire de quelques systèmes adhésifs avec mordançage et de quelques systèmes adhésifs automordançants.

Ces valeurs proviennent d'études différentes mais ont été réalisées selon des protocoles équivalents.

PRODUITS	VALEURS D'ADHESION DENTINAIRE EN MPa
SCOTCHBOND 1® (3M ESPE)	16.3
PRIME & BOND NT® (Dentsply)	10.3
EXCITE® (Vivadent)	16.6
OPTIBOND SOLO PLUS® (Kerr)	15.3
PERMAQUICK 1® (Bisico)	20.1

Tableau 1 : Valeurs d'adhésion à la dentine de 5 adhésifs à mordançage total. D'après APAP (4)

PRODUITS	VALEURS D'ADHESION DENTINAIRE EN MPA
PROMPT-L-POP® (3M ESPE)	7.2
ONE UP BOND F® (Tokuyama)	17.8

<b>CLEARFIL SE BOND® (Kuraray)</b>	<b>21.3</b>
<b>AQ BOND® (Sun Medical)</b>	<b>13.1</b>
<b>ETCH &amp; PRIME® (Degussa)</b>	<b>5.8</b>

**Tableau 2 : Valeurs d'adhésion à la dentine de 5 adhésifs automordançants. D'après APAP(6)**

Ci-dessous, d'autres valeurs d'adhésion provenant d'une expérimentation différente, et ce afin de mettre en évidence les variations de résultats d'un protocole à l'autre.

	VALEURS D'ADHESION EN MPA ± DEVIATION STANDARD	TYPE DE FRACTURE		
		A	M	C
<b>Single Bond®</b> Mordantage total	44.4 ± 3.74	20%	50%	30%
<b>One-Step®</b> Mordantage total	38.8 ± 6.49	10%	20%	70%
<b>Clearfil SE</b> <b>Bond®</b> Automordançant	43.0 ± 6.71	20%	40%	40%

**Tableau 3 : Valeurs d'adhésion à la dentine et type de fracture (A :Adhésive, M :Mixte, C :Cohésive) de 2 adhésifs à mordantage total et d'un adhésif automordançant. D'après SHIMADA (79).**

### 22123. Dentine affectée

Toujours dans le cadre d'une préservation tissulaire optimale, les praticiens cherchent maintenant à conserver la dentine affectée lors du curetage des lésions carieuses.

Cliniquement, elle apparaît colorée et de consistance dure.

Histologiquement, sa structure est presque intégralement conservée, on n'observe pas de modification de sa matrice organique.

Sa matrice minérale quant à elle est atteinte par les produits de dégradation acides des bactéries présentes dans la couche infectée sus-jacente.

La dentine peritubulaire, hyperminéralisée, résiste mieux que la dentine intertubulaire qui devient poreuse, plus souple et en partie déminéralisée.

Les prolongements odontoblastiques normalement présents dans les tubuli dentinaires ont été détruits par les toxines bactériennes et on observe des cristaux intratubulaires acido-résistants (98).

Ces cristaux sont créés lors de la dégénérescence des odontoblastes.

Les substances libérées s'additionnent à des sels minéraux véhiculés par le fluide dentinaire et précipitent en formant des cristaux rhomboédriques de Whitelockite.

Sano (47) parle de « *mud-like structures* » qui seraient constituées de collagène dénaturé et de plusieurs sortes de cristaux partiellement déminéralisés.

La dentine affectée est donc constituée d'une dentine intertubulaire plus perméable que la dentine saine et d'une dentine intratubulaire qui l'est moins

en raison de la présence de ces cristaux, la dentine affectée étant globalement moins perméable qu'une dentine saine (47).

Cette couche de dentine affectée est presque stérile et reminéralisable sous certaines conditions, en partie grâce à ces cristaux acido-résistants qui en réduisant la perméabilité empêchent la migration des bactéries et de leurs toxines.

Avec les adhésifs automordançants, ces conditions histologiques permettent un mordantage plus profond de la dentine intertubulaire par diffusion plus aisée des conditionneurs acides et des monomères adhésifs mais empêchent la formation de brides dentinaires de résine ( l'acidité de ces produits n'étant pas suffisante pour dissoudre les cristaux intra-tubulaires ) (11).

La couche hybride formée est plus épaisse mais plus poreuse (98).

La boue dentinaire formée au curetage contient elle aussi des cristaux acido-résistants qui rendent difficile la diffusion du primaire acide vers la dentine sous-jacente.

Les adhésifs à mordantage total semblent plus efficaces sur dentine cariée car l'acide phosphorique à 32-37% permet la dissolution des cristaux et la formation de brides de résine (11).

La dentine affectée présente des propriétés nano-mécaniques et une force cohésive plus faibles.

L'adhérence est plus faible sur dentine affectée, ce qui cliniquement ne constitue pas vraiment un problème lorsque la lésion est entourée d'émail (98).

La fracture la plus fréquente sur dentine saine est une fracture cohésive alors que sur dentine affectée elle serait plutôt adhésive (98).

PRODUIT	DENTINE SAINE	DENTINE AFFECTEE
PRIME & BOND NT®	56.3	41.3
SCOTCHBOND 1®	43.9	36.3
CLEARFIL SE BOND®	35.5	21.5
PROMPT L POP®	18.2	13.4

Tableau 4 : Valeurs d'adhésion en MPa de 4 adhésifs automordançants sur dentine saine et affectée. D'après CEBALLOS (11)

PRODUIT	TYPE DE DENTINE	ADHESIVE	COHESIVE DANS LA DENTINE	COHESIVE DANS LE COMPOSITE
PRIME & BOND NT®	DENTINE SAINE	10 %	10%	80%
	DENTINE AFFECTEE	33.3 %	33.3 %	33.3 %
SCOTCHBOND 1®	DENTINE SAINE	25 %	12.5 %	62.5 %
	DENTINE AFFECTEE	71.4 %	14.3 %	14.3 %
CLEARFIL SE BOND®	DENTINE SAINE	46.7 %	13.3 %	40 %
	DENTINE AFFECTEE	63.6 %	36.4 %	0
PROMPT L-POP®	DENTINE SAINE	100 %	0	0

	DENTINE AFFECTEE	90 %	10 %	0
--	---------------------	------	------	---

Tableau 5 : Type de fracture de 4 adhésifs automordants. D'après CEBALLOS (11)

En pratique, la dentine infectée est sensée avoir été totalement éliminée. Cela semble illusoire surtout concernant les cavités postérieures, les préparations en grotte ou en tunnel.

L'adhérence est encore plus faible sur dentine infectée.

La phase minérale est presque absente et la matrice collagénique dénaturée.

Il n'y a pas d'adhésion chimique entre les dérivés carboxyliques ou phosphate du méthacrylate et la phase minérale et pas de liaison hydrogène entre la résine et le collagène dénaturé (98).

De plus elle contient de nombreuses bactéries et des enzymes protéolytiques.

**MERTZ-FAIRHURST et coll (1999)** suggèrent que la carie dentinaire peut être arrêtée avec un scellement à la résine sans curetage à condition que les bactéries soient englobées dans la résine et restent inactives.

L'étude de **RIBEIRO et coll (2000)** rapporte qu'il est possible de réaliser une obturation adhésive pérenne sur dentine infectée à condition que les bords amélo-dentaires et amélares de la cavité en soient exempts.

#### 22124. Dentine sclérotique

Elle constitue une réaction de défense de la dent face à la carie en s'interposant entre la couche affectée et la dentine saine, mais aussi face aux phénomènes d'érosion ou d'abrasion.

Elle est plus épaisse sous des caries à évolution lente et constitue une barrière moins perméable qui s'oppose à la progression de la carie (33).

C'est également un processus physiologique, et la dentine des dents du sujet âgé peut être assimilée à une dentine sclérotique (accumulation physiologique de dentine peri-tubulaire avec le vieillissement).

C'est une dentine hyperminéralisée ( surtout la couche de surface, constituant ainsi 2 entités liées ), caractérisée histologiquement par des tubuli oblitérés par des dépôts minéraux de phosphate de calcium plutôt résistants à l'attaque acide (73) et par l'accumulation de dentine intratubulaire. Elle contient également beaucoup de minéraux au niveau intertubulaire [favorables à l'adhésion chimique des adhésifs à base de verres ionomères (73)].

Avec les adhésifs automordancants, la déminéralisation de la dentine sclérotique est difficile à obtenir, la couche hybride (quand elle se forme) est plus fine que la normale (0.5  $\mu\text{m}$ ) et la formation de brides de résine est inconstante. Celles observées sont courtes, émoussées, en forme d'entonnoirs contenant un noyau de cristaux minéraux (73).

Les problèmes rencontrés sont équivalents à ceux de l'adhésion sur dentine affectée.

Il est impossible de mordancer la dentine sclérotique sous-jacente si cette couche est supérieure à 5  $\mu\text{m}$  (son épaisseur habituelle est de 14  $\mu\text{m}$ ) et il n'y aura donc pas de constitution de couche hybride. Dans ce cas l'adhérence des adhésifs automordancants sur dentine sclérotique peut être comparée à celle obtenue sur émail aprismatique à savoir plus faible que sur dentine saine (51)

et dépendante de l'adhérence de cette couche hyperminéralisée à la dentine sclérotique sous-jacente.

Il semble donc nécessaire de retirer la portion externe de la dentine sclérotique, d'utiliser des adhésifs automordançants dits forts ou de réaliser un mordantage préalable de la dentine à l'acide phosphorique.

Les fractures observées lors des tests de microtraction sont en majorité mixtes ou adhésives (51).

### **2213. Email**

L'email se caractérise par une surface lisse recouverte d'une pellicule protéo-lipidique.

Les systèmes adhésifs conventionnels nécessitent un mordantage préalable de l'email.

On utilise un acide fort, généralement un acide phosphorique d'une concentration comprise entre 30 et 40 %.

La concentration idéale serait de 27 % (73), ce qui permettrait d'éviter la formation de précipités insolubles.

Cet acide, appliqué pendant une quinzaine de secondes, dissout la couche protéo-lipidique de surface (qui empêche le contact intime entre l'adhésif et le substrat), élimine environ 10 µm d'email de surface puis réalise une dissolution partielle et sélective des prismes (en partie fonction de l'orientation de ceux-ci) sur une profondeur de 10 à 20 µm.

On observe 3 types d'attaque de la surface amélaire :

- Type I : attaque de l'email intraprismatique.
- Type II : attaque de l'email interprismatique.

- Type III : c'est une combinaison des 2 types précédents, les prismes ne sont plus identifiables.

Cette attaque acide double l'énergie libre de surface de l'émail et améliore donc sa mouillabilité, facilitant l'étalement du liquide adhésif mais rendant aussi cette surface attractive pour d'autres fluides (sang, salive, fluide sulculaire ...).

Le relief amélaire ainsi formé permet la formation de macro- et de micro-bridges de résine après polymérisation [accroître la longueur de ces brides n'augmente ni l'imbrication ni l'adhérence du collage émail-résine (73)].

Les cristaux d'apatite sont enveloppés et deviennent plus résistants à la déminéralisation et donc à la carie.

Il est à noter que la formation de précipités insolubles de phosphates de calcium peut limiter la pénétration des monomères de l'adhésif.

Il faut donc rincer abondamment, pendant une vingtaine de secondes, l'émail mordancé pour les éliminer.

L'émail doit ensuite être séché pour limiter son affinité aux seules molécules hydrophobes.

Il prend alors un aspect crayeux qui signe cliniquement l'efficacité du mordantage.

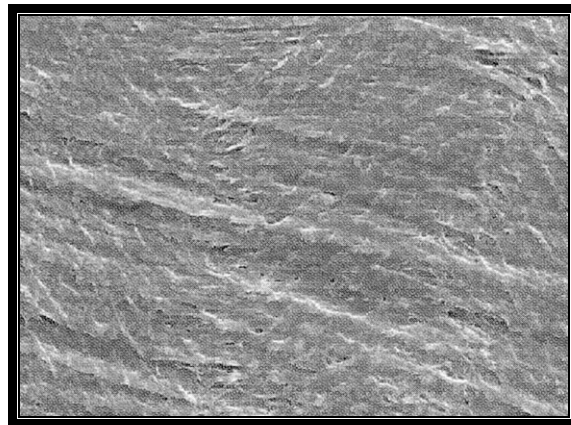
L'adhésion des adhésifs automordancants à l'émail constitue pour certains auteurs le talon d'Achille de ces nouveaux produits.

Bien que les automordancants déminéralisent et apprêtent en seul temps, il semble que la déminéralisation de l'émail ne soit pas suffisante pour permettre

la formation de brides de résine (56) (90), brides assurant la rétention macro- et micromécanique de l'adhésif.

L'action de l'acide phosphorique crée un relief de mordantage profond alors que les adhésifs automordançants déminéralisent préférentiellement l'émail interprimatique (90).

La surface amélaire traitée avec les adhésifs automordançants présente un relief de mordantage émoussé (59) et ce d'autant plus que l'adhésif utilisé est peu acide.



**Photo 12 : Aspect de l'émail après utilisation d'un adhésif automordançant moyen (Clearfil SE Bond®, pH=2). D'après GERDOLLE (26)**

Certains automordançants, dits forts (PROMPT-L-POP ®), permettent d'accéder à des valeurs d'adhérence à l'émail très élevées (20) (69) proches voire supérieure (48) à celles obtenues avec l'acide phosphorique.

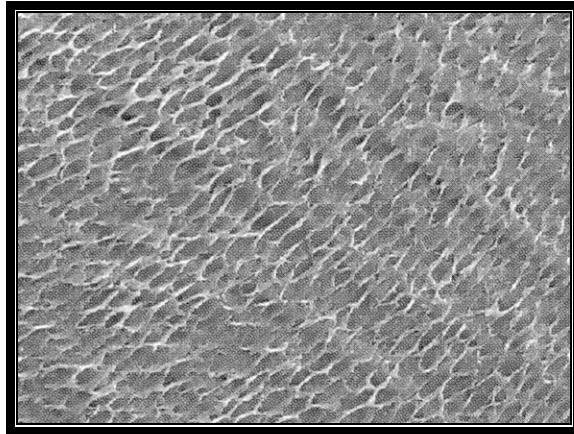


Photo 13 : Aspect de l'émail après utilisation d'un adhésif automordant intermédiaire (AdheSE®, pH=1.5). D'après GERDOLLE (26)

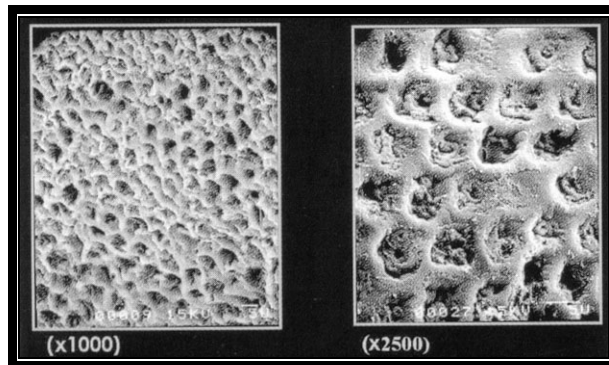


Photo 14 : Aspect de l'émail après utilisation d'un adhésif automordant fort (Xeno III®, pH=1) en MEB. D'après GREGOIRE (30).

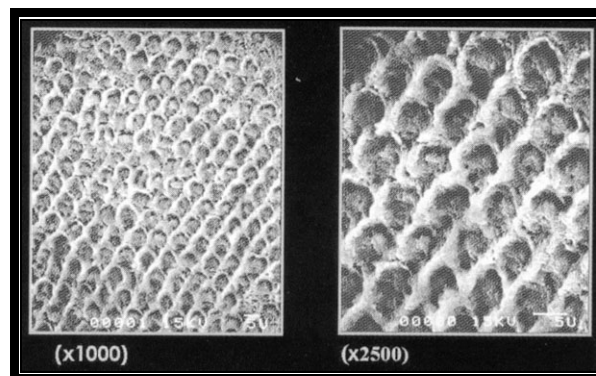


Photo 15 : Aspect de l'émail après utilisation d'un gel d'acide phosphorique à 36 % en MEB. D'après GREGOIRE (30)

La déminéralisation est plus faible mais les automordançants reproduisent plus fidèlement les irrégularités de surface, le monomère adhésif qu'ils contiennent s'infiltrant en même temps que la décalcification s'opère (90).

En effet, il n'existe aucune corrélation entre les reliefs de l'émail moins bien définis produits par les automordançants, et leur résistance aux tests de traction ou de cisaillement.

L'observation microscopique ne permet pas de voir l'action en profondeur des automordançants, on peut donc évaluer leur action déminéralisante par le dosage des variations des teneurs en calcium de l'émail (59), évaluation à compléter par le dosage en phosphore car la phase minérale de l'émail est caractérisée par son rapport Ca/P.

Il n'y a pas de consensus sur la qualité de l'adhésion des automordançants sur l'émail comme il peut y en avoir sur celle à la dentine.

Par contre, les expérimentateurs s'accordent sur le fait que l'émail doit être préparé mécaniquement, c'est-à-dire fraisé.

Le praticien se doit donc de réaliser une préparation amélaire périphérique et total (biseau, 1/4 de rond) (18) (59) (67) (84).

En effet, les adhésifs automordançants sont inefficaces sur l'émail aprismatique de surface (86) et le biseau permet d'ôter cette couche superficielle acido-résistante.

**MEB**

**MET**

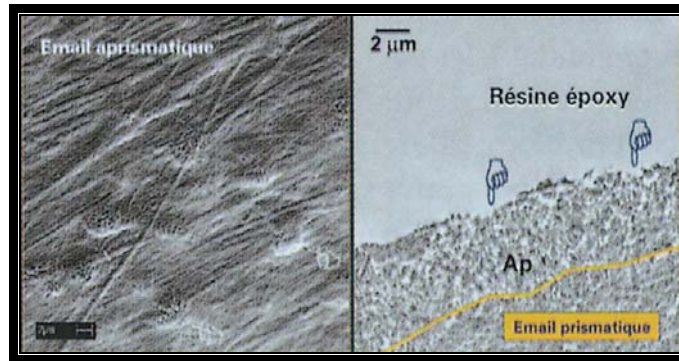


Photo 16 : Effet du mordantage seul – adhésif éliminé par rinçage.

D'après TAY (84)

Cette préparation est aussi nécessaire lors de l'utilisation de l'acide phosphorique car d'une part elle augmente la surface de collage et permet d'autre part une jonction progressive entre les bords de la dent et la reconstitution composite (meilleur rendu esthétique par variation progressive des propriétés optiques du composite).

Il est également recommandé de procéder à une application active par frottement de certains adhésifs (FLUORO BOND ®, UNIFIL BOND ®) (56) ce qui augmente la pénétration du primer dans l'émail déminéralisé. Ce frottement a également la propriété de réactiver les ions H<sup>+</sup> des monomères acides qui peuvent être neutralisés par les ions calcium et phosphate relargués pendant la décalcification de l'émail (89).

Certains auteurs préconisent également de doubler le temps d'application du promoteur acide (22).

Enfin, le mordantage préalable à l'acide phosphorique, quoique de plus en plus obsolète (59) au vu des dernières études, peut augmenter l'adhérence des automordants à l'émail (89).

Voici, à titre indicatif, une comparaison des performances de collage amélaire de quelques systèmes adhésifs automordançants.

PRODUITS	VALEURS D'ADHESION EN MPA
<b>Optibond FL® (Kerr)</b> Adhésif à mordantage total	40.6
<b>One-Up Bond F® (Tokuyama)</b>	10.3
<b>Unifil Bond® (GC)</b>	21.0
<b>PQ/Universal Total Etch® (Ultradent)</b>	23.2
<b>Prompt L-Pop 2®(ESPE)</b>	28.4
<b>Clearfil SE Bond® (Kuraray)</b>	36.5
<b>Excite® (Vivadent)</b>	40.1
<b>Optibond Solo Plus® (Kerr)</b>	43.1
<b>NRC / Prime &amp; Bond NT® (Dentsply)</b>	43.5
<b>Scotchbond 1® (3M)</b>	43.9

Tableau 6 : Valeurs d'adhésion à l'émail d'un adhésif à mordantage total et de 9 adhésifs automordançants. D'après Colon (14).

PRODUITS	VALEURS D'ADHESION EN MPa ± DEVIATION STANDARD	TYPE DE FRACTURE		
		A	M	C
<b>Single Bond®</b> Mordançage total	38.0 ± 8.81	70%	20%	10%
<b>One-Step®</b> Mordançage total	43.3 ± 11.1	60%	20%	20%
<b>Clearfil SE</b> <b>Bond®</b> Automordançant	38.0 ± 6.35	70%	10%	20%

**Tableau 7: Forces d'adhésion à l'émail et type de fracture (A :Adhésive, M :Mixte, C :Cohésive). D'après Shimada (79).**

L'émail présente une résistance cohésive à la traction de l'ordre de 11 à 25 MPa (14).

Les adhésifs présentant les plus hautes valeurs d'adhérence auraient tendance à rendre l'émail plus solide.

Ceci explique en partie les types de fractures observées lors des tests de microtraction.

On observe une majorité de fractures adhésive avec les adhésifs ayant les valeurs d'adhérence les plus basses.

Inversement, les adhésifs à haute valeur d'adhérence entraînent des fractures cohésives dans l'émail ou des fractures mixtes adhésives/cohésives (14).

## **2214. Cas particuliers**

### **22141. Dent dépulpée (8) (50) (73)**

Si la structure et l'ultrastructure histologique de la dent dépulpée ne sont pas modifiées, en revanche sa teneur en eau au niveau dentinaire est fortement diminuée.

Le type de reconstitution coronaire sera fonction de la dent et de son état de délabrement.

L'utilisation d'un ancrage radiculaire n'est pas constante, elle devrait même être considérée comme la dernière alternative (le tenon ne renforce pas la dent, il la fragilise).

Lorsque la perte de substance se limite à la cavité d'accès aux entrées canalaires, sans atteinte carieuse importante, sans perte de cuspide ou de bord incisif, la restauration peut être réalisée avec un matériau adhésif sans ancrage radiculaire (73).

Dans les autres cas, et lorsque cela est possible, il faut privilégier un tenon dit « anatomique », à savoir non calibré, en appui cervical, et, lorsqu'il est collé, il doit être de préférence largement sous dimensionné.

Le scellement de ce tenon peut être réalisé avec un matériau adhésif.

Le collage de la dentine intracanaire présente certaines particularités.

Plusieurs facteurs peuvent influencer de façon néfaste la qualité de l'adhésion.

L'orientation des tubuli est inconstante.

La structure dentinaire est altérée par les produits de préparation canalaire (NaOCl, EDTA, Eugénol, eau), et l'épaisseur de boue dentinaire produite pendant le forage est très importante.

Un traitement de la surface à l'ascorbate de sodium permettrait de réduire l'influence néfaste du NaOCl sur l'adhésion.

Un rinçage à l'alcool éthylique ou un mordantage préalable à l'adhésion permettrait d'éliminer, en partie, les traces d'eugénol résiduelles.

Récemment il a été montré que les ciments orthophosphates de zinc et les verres ionomères avaient des propriétés automordançantes et étaient capables d'éliminer plus ou moins totalement la boue dentinaire.

Mais il est toujours difficile de maîtriser le taux d'humidité intracanalalaire, d'évaluer la pénétration de la résine après déminéralisation et de contrôler la polymérisation de l'adhésif (intérêt des adhésifs dual).

Les adhésifs automordançants permettraient de réduire ces difficultés mais l'épaisseur de boue dentinaire et la photopolymérisation intracanalalaire continuent de rendre le collage aléatoire.

#### **22142. Dents temporaires (1)**

Attachons-nous tout d'abord à décrire les particularités histologiques de la dentine et de l'émail des dents temporaires (17).

L'émail est caractérisé par une épaisseur et une minéralisation inférieure à celui d'une dent permanente.

Les prismes sont obliques en direction occlusale.

La ligne néonatale est très marquée.

La couche superficielle est constituée d'émail aprismatique.

La dentine présente des canalicules plus larges.

La ligne néonatale est très marquée.

Les espaces interglobulaires sont nombreux au niveau du 1/3 externe de la racine et de la couronne.

L'épaisseur de dentine est réduite.

Il existe peu d'études sur l'adhésion des systèmes adhésifs automordançants à la dentine et à l'émail des dents temporaires.

**AGOSTINI et coll.**(2001), étudiant 4 adhésifs automordançants trouvent globalement des valeurs d'adhésion dentinaires sur dents temporaires inférieures à celles observées sur dents définitives, excepté pour le CLEARFIL SE BOND® dont le pH relativement élevé (2.0) semble en favoriser l'efficacité. Inversement, le ETCH & PRIME 3.0®, dont le pH est faible (0.6) présente les meilleurs résultats en terme d'adhésion amélaire.

**SENAWONGSE et coll.**(2004), testant le SINGLE BOND® et le CLEARFIL SE BOND®, n'observent pas de différence significative entre les dents temporaires et les dents définitives en ce qui concerne l'adhésion dentinaire.

**RAMIRES-ROMITO et coll.**(2004), testant l'OPTIBOND SOLO® et le PRIME & BOND NT®, et **SHIMADA et coll** (2002), testant le SINGLE BOND® et le CLEARFIL SE BOND®, trouvent à peu près les mêmes valeurs d'adhésion sur émail de dent temporaire ou de dent définitive.

**HOSOYA et coll.** (1996) observent une adhésion plus forte sur les dents temporaires et d'autres l'inverse.

La couche superficielle aprismatique retrouvée dans l'émail des dents lactéales est considérée par de nombreux auteurs comme réduisant l'efficacité du mordantage et entraînant un relief moins profond, elle doit être préparée.

La dentine des dents lactéales est plus sensible au traitement acide. Il faudrait donc réduire la durée du mordantage ce qui n'est jamais préconisé par les fabricants

La couche hybride formée est plus épaisse.

Les raisons de ce phénomène sont inconnues mais seraient dues à la différence de composition chimique ou de caractéristique micromorphologique entre les dentines de dent temporaire et de dent définitive.

La dentine des dents temporaires présente des tubules plus nombreux et plus larges que les dents définitives d'où une pénétration plus profonde du conditionneur acide et une déminéralisation plus importante mais aussi une force d'adhésion plus faible.

Un temps de mordantage plus court formerait une couche hybride plus fine et une pénétration plus complète de la résine.

Marshall indique que plus le pH est bas plus la déminéralisation est profonde ce qui semble être un facteur défavorable à l'adhésion sur dentine lactéale.

CLEARFIL SE BOND® présente le pH le plus élevé et les meilleurs résultats.

PRODUIT	EMAIL	DENTINE
<b>Prime &amp; Bond NT®</b> Mordantage préalable	25.9 ± 6.9	12.8 ± 1.5
<b>Clearfil SE Bond®</b>	18.8 ± 4.0	39.0 ± 8.5
<b>Prompt L-Pop 2®</b>	18.6 ± 4.1	0.0 ± 0.0
<b>Etch and Prime 3.0®</b>	19.4 ± 3.7	0.0 ± 0.0

Tableau 8 : Valeurs d'adhésion (MPa ± déviation standard) à l'émail et à la dentine de dents temporaires. D'après AGOSTINI (1)

PRODUIT	EMAIL	DENTINE
<b>Prime &amp; Bond NT®</b> Mordantage préalable	71 % adhésives 29 % cohésive	100 % adhésive fracture avant le début du test
<b>Clearfil SE Bond®</b>	63 % adhésives	71 % adhésives

	37 % cohésives	29 % cohésives
<b>Prompt L-Pop 2®</b>	87 % adhésives 13 % cohésives	100 % adhésives fracture avant le début du test
<b>Etch and Prime 3.0®</b>	40 % adhésives 60 % cohésives	100 % adhésives

Tableau 9 : Types de fractures en pourcentage. D'après AGOSTINI (1)

	<b>Single Bond®</b> (5 <sup>ème</sup> génération)	<b>Clearfil SE Bond®</b>
Email de dent temporaire	37.0 ± 7.95	42.7 ± 4.32
Email de dent définitive	42.7 ± 8.35	42.9 ± 7.54

Tableau 10 : Valeurs d'adhésion (MPa ± déviation standard) à l'émail de 2 adhésifs automordantants. D'après SHIMADA (80)

	<b>Single Bond®</b>			<b>Clearfil SE Bond®</b>		
	A	C	M	A	C	M
Email de dent temporaire	90%	0%	10%	90%	0%	10%
Email de dent permanente	80%	0%	20%	90%	0%	10%

Tableau 11 : Types de fractures en pourcentage. D'après SHIMADA (80)

A : fracture adhésive entre l'émail et la résine adhésive

C : fracture cohésive dans l'émail

M : fracture mixte

Considérant la disparité des résultats obtenus, des études supplémentaires in vivo et in vitro semblent être nécessaires pour valider ou non l'efficacité des automordantants sur les dents temporaires.

### **22143. La dent âgée**

D'un point de vue histologique, l'émail de la dent âgée est caractérisé en surface par une disparition des périkimaties et une apparition de rainures.

Les espaces intercrystallins diminuent entraînant une diminution de la perméabilité.

On observe également une augmentation de la teneur en fluor.

La quantité d'ions carbonate diminue, celle des ions  $Mg^{++}$  augmente.

L'émail devient cassant mais résiste mieux à la carie.

La dentine est caractérisée par une sclérose des tubuli.

L'épaisseur de dentine périrubulaire augmente et on observe une précipitation cristalline intratubulaire.

La dentine de dent âgée s'apparente à une dentine sclérotique.

La transmission sensitive est diminuée car les tractus sont morts, les tubuli sont vides.

La dentine devient cassante mais résiste mieux à la carie.

Le collage à la dent âgée s'apparente au collage sur dent sclérotique.

## **222. HERMETICITE**

C'est une condition nécessaire au succès de toute restauration, collée ou scellée.

Il faut recréer le scellement périphérique de la dentine qui existait avant la perte de substance, grâce à la présence de l'émail sur la dentine coronaire et du cément sur la dentine radiculaire (29).

L'herméticité d'une restauration garantie l'absence de percolation bactérienne et de leurs toxines, évitant ainsi les complications pulpaires, les reprises carieuses et les sensibilités post-opératoires.

A ce stade, l'herméticité se joue au niveau du micromètre.

Mais elle doit aussi garantir l'absence de diffusion ionique qui pourrait entraîner un phénomène de corrosion.

La reconstitution doit être électrochimiquement imperméable (73).

Les tests d'étanchéité sont, comme les tests de tension et d'arrachement, souvent choisis pour leur simplicité et leur faible coût.

Les études, essentiellement réalisées *in vitro*, tentent de reproduire les conditions cliniques par thermocyclage et mise en charge mécanique, mais ni la fréquence ni l'intensité de ces contraintes ne correspondent à la réalité (93).

L'étude de la percolation marginale correspond à l'analyse de la pénétration de petites molécules telles la fuschine, le nitrate d'argent, l'érythrosine ou le bleu de méthylène.

Elle est à la fois qualitative (pénétration ou non) et quantitative (profondeur de la pénétration).

On peut également étudier la pénétration de radio-isotopes dont l'analyse s'effectue par microradiographies.

Il existe également des méthodes électrochimiques basées sur des mesures d'impédance (14).

La mesure de la perméabilité trans-dentinaire après collage, réalisée *in vitro*, est également représentative de l'étanchéité dentinaire de la reconstitution (29).

ADHESIFS	DIMINUTION DE LA PERMEABILITE DENTINAIRE
<p style="text-align: center;">EXCITE®</p> <p>Adhésif témoin utilisé avec un mordantage</p>	<p style="text-align: center;">- 39</p>

<b>classique</b>	
<b>SINGLE BOND®</b> Adhésif témoin utilisé avec un mordantage classique	-42
<b>PRIME &amp; BOND NT® (Dentsply)</b> Adhésif témoin utilisé avec un mordantage classique	- 41
<b>ADHESE® (Ivoclar Vivadent Clinical)</b>	- 39
<b>CLEARFIL SE BOND® (Kuraray)</b>	- 36
<b>ETCH &amp; PRIME 3.0® (Degussa)</b>	- 32
<b>PRIME &amp; BOND NRC NT® (Dentsply)</b>	- 30
<b>ONE-UP BOND F® (Tokuyama)</b>	- 39
<b>PROMPT L-POP® (3M ESPE)</b>	- 16
<b>XENO III® (Dentsply)</b>	- 37.5

**Tableau 12 : Valeurs de la diminution de perméabilité dentinaire (en pourcentage) induite par les systèmes adhésifs testés. D'après GREGOIRE (28).**

On remarque que les adhésifs automordançants présentent entre eux de grandes différences et que les résultats sur l'étanchéité sont, pour certains, très proches (28), voir statistiquement meilleurs que ceux obtenu avec les systèmes adhésifs précédés d'un mordantage total (29).

In vivo l'étanchéité est appréciée au passage de la sonde et après quelques temps, par l'apparition ou non de colorations marginales

Tout comme les tests d'adhérence, les résultats sont variables et parfois discordants selon les équipes et généralement non vérifiés *in vivo*.

D'après certaines études (21) (49) (70), les adhésifs automordançants présentent une intégrité marginale inférieure à celle des adhésifs à mordantage total.

D'autres auteurs (14) (69) rapportent que les systèmes adhésifs automordançants présentent une similitude de comportement avec les systèmes traditionnels.

D'autres encore (34) (62) présentent ces adhésifs comme étant plus performants en terme d'étanchéité que les systèmes traditionnels.

Une autre étude (21) indique que l'adaptation marginale est améliorée si l'adhésif est mis en place avant le positionnement de la matrice.

Il semble que les défauts d'adhérence à l'émail, qui cerne généralement la préparation, soient responsables des percolations marginales (84) en particulier avec les adhésifs automordançants moyennement acides.

La préparation mécanique de l'émail (fraisage) semble indispensable à l'obtention d'une adhésion optimale (59).

Son mordantage préalable, au vu des derniers tests d'étanchéité, devient progressivement inutile.

## **223. ACTIVITE ANTIBACTERIENNE**

La cavité buccale est une zone septique présentant une flore commensale potentiellement pathogène.

L'asepsie relative de la zone de travail passe par l'utilisation d'une digue de caoutchouc isolant totalement la dent de la salive et du fluide gingival.

Cependant son utilisation se limite à des zones de travail se situant au-dessus du clamp sans que celui-ci interfère avec la préparation et la réalisation de la restauration.

La restauration des lésions cervicales, les dents fortement délabrées ou des morphologies dentaires particulières (dents temporaires, dents rhizoïdes) empêchent souvent la mise en place correcte du champ opératoire en pratique courante.

De ce fait une action antibactérienne de l'adhésif permettrait de pallier, en partie, les erreurs d'asepsie de l'opérateur.

De plus, la mise au point de systèmes adhésifs possédant une activité antibactérienne intrinsèque permettrait de réduire encore l'exérèse de tissu carié et par là même accentuerait le caractère conservateur de l'utilisation des matériaux composites.

C'est le mode d'action de l'adhésif automordant qui, le premier, permet la lyse bactérienne.

En effet, il semble que si une bactérie est complètement encapsulée par les monomères le risque de contamination est quasiment nul après polymérisation (18) (47).

Les bactéries résiduelles se retrouvent isolées des carbohydrates fermentescibles présents dans les fluides oraux ou des nutriments provenant de la pulpe (98).

De plus, l'absence de rinçage évite une contamination secondaire de la cavité préparée.

La composition classique des adhésifs automordançants semble permettre, *in vitro*, la lyse bactérienne (37) (77) (81).

La présence de monomères est un élément important de l'action antibactérienne de l'adhésif.

Les bactéries ne sont pas viables dans des milieux dont le pH varie entre 0,5 et 2,5 (*Lactobacillus casei* est la bactérie testée la plus résistante) (77).

Mais l'activité bactéricide n'est pas uniquement fonction du pH.

Elle est aussi dépendante du type de monomère acide, de son poids moléculaire et de sa solubilité.

Il est également important de noter que cette activité antibactérienne diminue après polymérisation (38) et qu'au-delà de 200  $\mu\text{m}$  d'épaisseur de dentine aucune action bactéricide n'est observée (77).

L'adjonction de substances telles que le MDPB (12-Méthacryloyloxydodecylpyridinium bromide) (36) (40), dont une concentration inférieure à 5% ne semble pas avoir d'effet cytotoxique (39), de sels fluorés (38) ou de chlorhexidine (38) (77) améliore, *in vitro* les qualités antibactériennes de l'adhésif.

Le MDPB, monomère développé par la firme Kuraray, contient un ammonium quaternaire qui permet la lyse bactérienne par destruction de la membrane cellulaire.

Le MDPB, chargé positivement (par son groupe pyridinium) est attiré par la membrane cellulaire, chargée négativement, et entraîne la lyse bactérienne par perturbation de la balance électrostatique de la membrane.

De plus le MDPB se caractérise par le fait que lui a été adjoint un groupe photopolymérisable.

Ceci empêche sa libération continue dans la dentine après polymérisation, évitant ainsi un effet cytotoxique et l'apparition de souches bactériennes résistantes (58).

Ainsi, le MDPB est bactericide avant polymérisation et bacteriostatique une fois polymérisé (98).

Des études supplémentaires sont nécessaires pour déterminer l'efficacité de l'acide phosphorique comparé aux monomères acides des adhésifs automordançants, pour évaluer la perméabilité des résines polymérisées à l'eau et aux sucres fermentescibles, pour savoir si les monomères peuvent pénétrer le cytoplasme bactérien ou si les bactéries peuvent dégrader les résines.

Tant que ces questions ne sont pas élucidées, les praticiens se doivent d'ôter, autant que possible, les tissus infectés et d'effectuer préparations et obturations dans des conditions aussi aseptiques que possible.

## **224. BIOCOMPATIBILITE**

Les restaurations adhésives doivent permettre la préservation de la santé pulpaire lorsqu'elles sont réalisées sur dents vivantes et ne présenter aucune toxicité pour l'organisme.

Elles doivent s'intégrer dans la sphère buccale sans interférer avec ses fonctions physiologiques.

Les nécroses pulpaires observées avec les premières reconstitutions adhésives semblent être plus dues à des défauts d'herméticité qu'à une libération de substances cytotoxiques (33) (73).

L'adhésion doit permettre d'isoler le complexe dentino-pulpaire et de lutter contre la percolation des bactéries et de leurs toxines par le pompage des fluides buccaux (salive, fluide gingival).

Dès que la reconstitution est en contact avec la dentine on peut parler de coiffage car l'ouverture des tubuli permet la pénétration des bactéries, de monomères non polymérisés ou des toxines dans la pulpe (32).

On cherche dès lors à favoriser la sclérose dentinaire en regard de l'agression. Ceci implique d'empêcher la contamination bactérienne et de maintenir une vascularisation pulpaire normale.

L'épaisseur de dentine entre la pulpe et l'adhésif influence la concentration et la quantité d'agents de liaison pénétrant la pulpe.

En clinique, la conversion totale des monomères en polymères est impossible (pression atmosphérique, temps de polymérisation limité, présence d'eau et d'oxygène...).

L'HEMA, le TEGMA et le Bis-GMA seraient potentiellement cytotoxiques et allergisants (33) (92).

L'adjonction de sels fluorés (ex : PROMPT-L-POP ®) diminuerait la cytotoxicité de l'adhésif (92).

En dessous de 0,5 à 1 mm de dentine résiduelle, il semble préférable d'utiliser des systèmes adhésifs automordançants (92).

En effet l'utilisation de ces adhésifs permet de maintenir les tubuli fermés par persistance de la boue dentinaire et les brides de résine ainsi formées, moins importantes voire inexistantes, limitent les contacts directs entre l'adhésif et le fluide dentinaire.

Après mordantage à l'acide, les complications pulpaires à type de nécrose sont plus fréquentes (33) (92).

Les systèmes adhésifs automordançants semblent généralement entraîner une vasodilatation réactionnelle protectrice transitoire sans lésions pulpaire irréversibles (44) (63).

Cette action vasodilatatrice serait due à certains de leurs composants tels l'HEMA ou le TEGMA.

Une trop grande concentration de ces monomères serait néfaste à la microcirculation pulpaire.

De plus l'HEMA, un des monomères les plus couramment utilisés, est hautement hydrosoluble et diffuse particulièrement aisément.

Une concentration importante d'HEMA dans l'adhésif peut entraîner une diffusion importante de monomères non polymérisés dans les tubules.

*In vivo* la perméabilité dentinaire est variable.

Elle peut changer après réalisation de la cavité.

C'est une réaction de la dent vitale à la préparation cavitaire.

On observe une absorption de protéines plasmatiques, tel le fibrinogène, par les tubules, aboutissant à une diminution de la perméabilité.

La diffusion de monomères *in vivo* serait donc moins importante qu'*in vitro* (44) (63) et entraînerait donc une réponse monocytaire et macrophagique plus modérée .

Des expérimentations de coiffages pulpaire directs (16) (36) (55) (73) semblent prouver qu'il est possible d'obtenir la formation d'un pont dentinaire avec les adhésifs automordançants (SINGLE BOND ®, ONE STEP ®, PERME BOND F ®, ONE-UP BOND F ®) bien que la cicatrisation soit légèrement plus rapide avec le matériau de référence, l'hydroxyde de calcium (46).

Ce pont dentinaire fournit le support mécanique nécessaire à la polarisation et à la différenciation fonctionnelle des cellules pulpaires compétentes ce qui leur permet d'acquérir un phénotype semblable à celui des odontoblastes.

Il s'en suit la synthèse de dentine réactionnelle protectrice.

Il est important de respecter le protocole du fabricant et d'étudier la composition des adhésifs utilisés sur des cavités profondes ou en coiffage pulpaire direct (44) mais la nature du matériau sur la plaie n'est pas aussi essentielle que le scellement périphérique et la réduction de l'hémorragie (73).

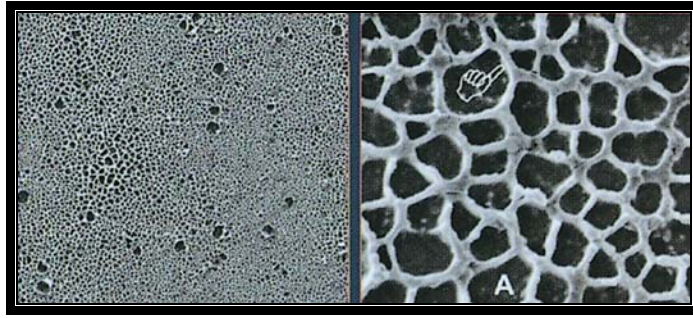
## **225. COMPATIBILITE AVEC LE MATERIAU DE RECONSTITUTION**

On observe une incompatibilité des systèmes adhésifs automordançants (SAM) avec les composites chémo-polymérisables ou dual (31) (60) (86).

Les monomères acides de la résine adhésive retardent la polymérisation des composites chémo-polymérisables, polymérisation initiée via une réaction d'oxydo-réduction binaire de type peroxyde amine (le catalyseur d'oxydo-réduction contient des amines tertiaires aromatiques) (84).

L'interaction entre les monomères acides résiduels (couche d'adhésif non complètement polymérisée en raison de l'oxydation) et les amines tertiaires aboutit à la consommation de ceux-ci lors d'une réaction acide-base, les privant de leur capacité à générer des radicaux libres (87).

La diminution d'adhérence entre les composites chémo-polymérisables et les adhésifs automordançants est proportionnelle à l'augmentation des monomères acides.



**Photo 17 : Défauts (bulles) à l'interface adhésif/composite chémo-polymérisé.  
D'après TAY (84)**

Les recherches actuelles s'orientent vers des absorbeurs d'acidité qui rendraient compatibles les adhésifs automordançants et les composites chémo-polymérisables (23).

Il semble que l'adjonction de sels de sodium, d'acides aryl sulfoniques ou de sulfinate de benzène sodique soit bénéfique à la liaison des systèmes adhésifs automordançants avec les composites chémo-polymérisables (86).

Un autre facteur peut expliquer les défauts d'adhérence entre les adhésifs automordançants et les composites chémo-polymerisables.

Il a été démontré que les adhésifs automordançants se comportent comme des membranes perméables après polymérisation et qu'ils permettent le passage de fluides (43) (86).

On observe un réseau ramifié de tubules remplis d'eau (arborescence aqueuse) qui, en présence d'un gradient osmotique, permet le passage de fluides créant des boursouffures (cloquage osmotique) dans la couche adjacente de composite hydrophobe dont la polymérisation complète n'intervient qu'après 2 ou 3 minutes (plus lente que les composites photo-polymerisables).

Ce phénomène peut entraîner la décohésion mécanique de l'adhésif avec le composite (84).

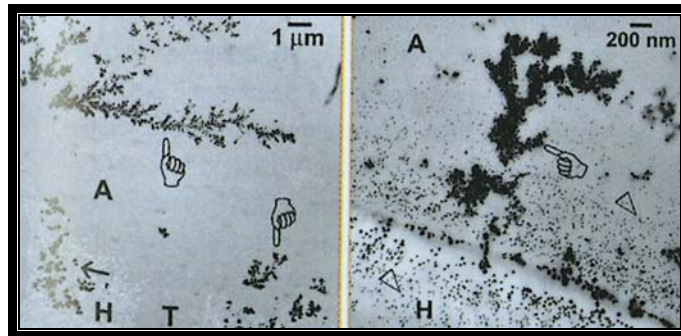


Photo 18 : Arborescences aqueuses dans les adhésifs automordants en une seule étape. A=Adhésif, H=Couche Hybride, T=Bride de résine  
D'après TAY (84).

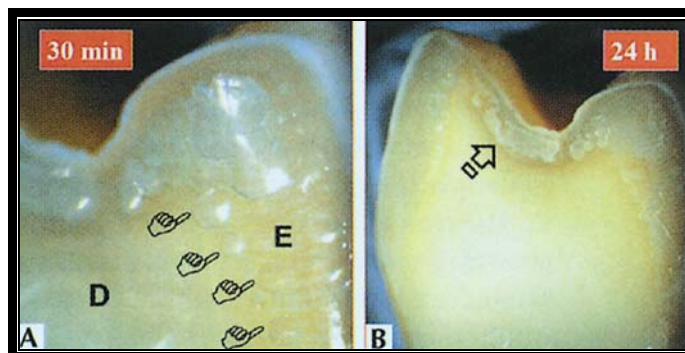


Photo 19 : A : « Cloques » entre l'émail et l'adhésif.

B : Délamination de la couche adhésive

D'après TAY (84).

## **226. FACTEURS INFLUANT SUR LA QUALITE DU COLLAGE**

### **2261. Traitements précédant l'adhésion**

#### **22611. « Blanchiment » ou éclaircissement**

Les différentes études portant sur les effets de l'éclaircissement sur la qualité de l'adhésion s'accordent sur le fait qu'un collage réalisé sur des tissus dentaires préalablement éclaircis présente des valeurs d'adhésion inférieures à celles obtenues sur des dents non traitées.

Les peroxydes de carbamide utilisés lors des traitements de blanchiment fragilisent l'émail ce qui diminue l'action du mordantage (82).

De plus, la polymérisation de l'adhésif est induite par les radicaux libres or l'oxygène est un collecteur de radicaux libres.

Peroxyde d'hydrogène (généralement utilisé au fauteuil) et peroxyde de carbamide (utilisé en ambulatoire) sont deux substances utilisées lors des traitements d'éclaircissements dentaires et sont susceptibles d'inhiber la réaction de prise des adhésifs.

Ceci est d'autant plus vrai que le collage est réalisé précocement après le traitement d'éclaircissement.

Il est conseillé d'attendre 2 semaines après le blanchiment pour réaliser l'obturation, temps nécessaire à la reminéralisation de l'émail par la salive (50) et à la disparition de l'oxygène des tubuli.

Le même phénomène est observé sur des dentines préalablement traitées au Carisolv ou à l'hypochlorite de sodium (18) ou lors d'utilisation de dentifrices à base de peroxyde d'hydrogène (50).

Il est à noter qu'une désinfection préalable de la cavité à l'hypochlorite de sodium pourrait nuire à l'adhésion par déprotéinisation de la couche hybride (95) mais les systèmes adhésifs à base d'acétone seraient moins sensibles à cette déprotéinisation (10).

#### **22612. Désinfection de la cavité**

Elle semble illusoire d'autant que les adhésifs automordançants sont appliqués directement sur la boue dentinaire.

Comme vu précédemment, l'oxygène contenu dans l'hypochlorite de sodium est susceptible d'inhiber la réaction de polymérisation.

De nombreuses études ont montré que l'utilisation préalable de désinfectants pour cavités compromettrait l'efficacité des systèmes adhésifs (40).

#### **22613. Application de fluor**

L'application de fluor sur dentine déminéralisée augmenterait l'adhérence des adhésifs automordançants (41).

#### **2262. L'humidité**

L'humidité est un facteur constant lors du collage en odontologie.

Lorsque la préparation et la reconstitution sont effectuées sous digue, l'eau provient des tubules dentinaires (transsudation du fluide dentinaire en

raison de la pression osmotique pulpaire), de l'humidité de l'air, du rinçage et des solutions adhésives.

En théorie, lorsqu'on utilise les adhésifs automordançants, l'humidité de surface n'est plus influencée par le flux de fluide dentinaire car l'entrée des tubuli est maintenue fermée par la persistance de bouchons de boue dentinaire. Mais sous la couche de boue dentinaire les composants acides seraient réactivés par le fluide.

L'utilisation d'anesthésiques locaux avec vasoconstricteurs permettrait la diminution de la pression intrapulpaire, et donc intratubulaire, du fluide dentinaire (57).

L'étape de rinçage est supprimée avec les automordançants.

Le taux d'humidité est donc celui, naturel, de la dentine.

L'humidité de l'air ne semble pas affecter l'adhésion des adhésifs automordançants (24).

Une petite quantité d'eau est nécessaire, soit dans la formulation du système adhésif (c'est le cas de tous les adhésifs automordançants), soit sur la dentine (45).

Dans des conditions de surhumidité, l'excès d'eau risque de diluer le primaire, compromettre son efficacité et favoriser la formation d'espaces et de globules résineux (45) (52).

## **2263. la boue dentinaire**

Il est également constaté qu'une épaisseur trop importante de boue dentinaire peut, de par son effet tampon, compromettre l'efficacité des adhésifs automordançants (83).

#### **2264. La salive**

La contamination salivaire n'affecte pas de façon significative l'adhérence dentinaire des systèmes adhésifs automordançants (91) lorsqu'elle a lieu avant la mise en place de l'adhésif et qu'elle est rincée et séchée (93).

Elle est par contre néfaste pour l'étanchéité de l'émail.

Le temps de contamination n'a aucune influence.

Si cette contamination a lieu après l'application de l'adhésif et avant polymérisation, elle nuit à l'adhésion dentinaire car elle crée des défauts dans la couche hybride.

Il semble que ce soit la présence d'eau et non la présence de protéines qui affecte la qualité du collage (93).

## **227. COMPLICATIONS POST-OPERATOIRES**

### **Les sensibilités post-opératoires**

Les sensibilités post-opératoires sont imputables à différents facteurs parmi lesquels le mordantage de la dentine à l'acide phosphorique, la pénétration de toxines bactériennes dans la pulpe, la dysharmonie occlusale, le

bruxisme, la déformation de la reconstitution sous l'effet des forces occlusales (68).

Mais avant toute chose, c'est la perméabilité trans-dentinaire qui semble être majoritairement responsable de ces sensibilités (65).

Selon la théorie hydrodynamique, la dentine répond aux stimuli externes par un mouvement de fluide intra-tubulaire, déplacement stimulant les nerfs pulpaire et induisant la douleur .

Lorsque l'on utilise les adhésifs automordançants, la boue dentinaire n'est pas éliminée et forme des bouchons obstruant les entrées canaliculaires. Le mouvement de fluide est donc moins influencé par les déformations de la reconstitution.

La qualité de la couche hybride formée avec les adhésifs automordançants limite le risque de percolation de toxines bactériennes (52) (53).

Le ONE UP BOND F® semble capable de stopper l'influx nerveux du nerf sciatique de rat et que cet adhésif pourrait permettre une certaine insensibilisation dentinaire chez l'homme (12).

## **23. AVANTAGES ET INCONVENIENTS**

## **231. AVANTAGES**

### **2311. Tolérance d'emploi**

Les adhésifs automordançants sont plus tolérants d'emploi. Ils permettent une meilleure reproductibilité du geste en minorant les paramètres « opérateur » et « conditions de travail ».

### **2312. Simplification de la procédure clinique**

Ils permettent une simplification de la procédure clinique. Le nombre d'étapes est diminué.

### **2313. Couche hybride plus homogène**

L'infiltration des monomères suit le front de déminéralisation. Il y a donc moins de risque de défauts d'infiltration et donc de *nanoleakage*. On observe moins de dégradation des fibres de collagène par hydrolyse et donc, potentiellement, une d'adhésion plus pérenne.

### **2314. Diminution des sensibilités post-opératoires**

En raison de la persistance des bouchons de boue dentinaire à l'entrée des tubulis, les sensibilités post-opératoires semblent atténuées.

### **2315. Adhésion chimique additionnelle**

Les adhésifs automordançants dissolvent sélectivement la boue dentinaire.

Les cristaux d'hydroxyapatite présents le long des fibres de collagène permettent une adhésion chimique additionnelle.

### **2316. Pas de rinçage**

Il n'y a pas d'étape de rinçage donc pas de problème d'évaluation de l'humidité dentinaire, pas de risque de collapsus collagénique et moins de risque de contamination secondaire par du sang, de la salive ou des bactéries dans le cas où la digue n'est pas utilisée.

## **232. INCONVENIENTS**

### **2321. Les adhésifs automordançants sont-ils devenus trop hydrophiles ?**

L'adsorption d'eau par les monomères ioniques et hydrophiles dans la couche hybride et dans la couche adhésive contribue à la dégradation de la force d'adhésion entre la résine et la dentine.

Ce phénomène est accru dans les automordançants car on observe une augmentation croissante des composés hydrophiles, alors que le caractère hydrophile et la stabilité hydrolytique sont antagonistes (86).

### **2322. Cloquage osmotique**

Ils se comportent comme des membranes semi-perméables.

Les arborescences aqueuses permettent le passage de fluides du substrat dentinaire vers l'interface adhésif/composite.

### **2323. Incompatibilité avec les composites chémo-polymérisables ou dual**

### **2324. Mélange des différents éléments**

On observe une instabilité chimique par hydrolyse des monomères du primaire dans un milieu très acide (26).

La parade peut être triple.

On peut mélanger les monomères acides du primaire et l'eau juste avant usage (XENO III®), conserver les produits au réfrigérateur pour retarder l'hydrolyse (CLEARFIL SE BOND®) ou utiliser un monomère acide à base d'ester d'acide phosphonique (ADHESE®) qui semble plus résistant à l'hydrolyse à température ambiante que les monomères à base d'ester d'acide phosphorique classiquement retrouvés.

### **2325. Adhésion à l'émail**

La qualité de l'adhésion amélaire est sujette à controverses.

Déficiente pour certains, elle semble devenir de plus en plus performante, voir même supérieure à certains adhésifs à mordantage total à l'acide phosphorique.

### **2327. Manque de recul clinique**

Il existe peu d'études sur le vieillissement de ces matériaux dans la mesure où leur utilisation clinique est relativement récente.

**2327. Manque d'études *in vivo***

**2328. Oxydation de surface**

## **24. MISE EN ŒUVRE**

### **241. INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS RELATIVES (16)**

Bien que les systèmes adhésifs automordançants soient à ce jour les plus rapides et les plus aisés d'emploi, ils ne sont pas utilisables dans toutes les situations cliniques rencontrées quotidiennement.

#### **2411. Indications**

L'utilisation d'un système adhésif automordançant doit être envisagée lors de restaurations adhésives des dents postérieures de site 1, 2 ou 3.

Ils sont particulièrement indiqués sur les dents jeunes présentant une dentine très perméable.

Lorsque le rapport surface amélaire disponible sur surface dentinaire exposée est défavorable (grosse cavité postérieure par exemple), le collage dentinaire devient primordial et les systèmes adhésifs sont alors tout indiqués.

Ils permettent également le collage dans les cavités présentant un accès occlusal réduit (cavités « grottes » ou « tunnel »), car les difficultés d'accessibilité et de visibilité rendent délicates les procédures intracavitaires de nettoyage, de collage et de remplissage.

L'utilisation de systèmes adhésifs automordançants doit également être envisagée lorsque le mordançage, le rinçage, le séchage et le collage conventionnel (à mordançage total) risquent de provoquer des effets hydrodynamiques violents sur dentine hypersensible (par exemple une érosion chimique chez les patients boulimiques) (73).

Ils sont également indiqués lorsque le substrat de collage est constitué de dentine profonde (dent jeune, cavité profonde, cavité de première intention) car ils réduisent le risque de *nanoleakage* et donc d'éventuelles sensibilités post-opératoires (74).

#### **2412. Contre-indications**

Elles concernent toutes les situations pour lesquelles le collage à l'émail est primordial, soit pour des raisons fonctionnelles dans le secteur postérieur

lorsque les contraintes occlusales sont importantes, soit pour des raisons esthétiques dans le secteur antérieur du fait des risques de colorations marginales des joints directement visibles.

Les adhésifs automordançants sont également contre-indiqués avec les composites chemo-polymérisables ou dual (53).

Ils perdent également leur intérêt dans toutes les situations où un mordantage total est conseillé en prélude à leur utilisation (dentine sclérotique, etc).

## **242. RECOMMANDATIONS CLINIQUES (2) (52)**

L'émail doit être préservé lors de la préparation des cavités.

Le curetage de la lésion doit se faire de façon homothétique en tentant de préserver un maximum de tissu sain.

La plaie dentinaire avivée doit être nettoyée (élimination des résidus de fraisage et d'anciennes restaurations), rincée et séchée modérément (l'utilisation d'une boulette de coton semble être judicieuse).

Sa désinfection pourrait nuire à l'adhésion.

La procédure de collage implique la présence de surfaces maintenues propres et relativement sèches.

L'utilisation de la digue reste cliniquement le meilleur moyen pour éviter les contaminations pendant le collage.

Si la surface mordancée est contaminée par de la salive, du sang, ou un agent hémostatique par exemple, rincer abondamment à l'eau et réappliquer l'adhésif auto-mordant.

Un prétraitement rapide à l'acide phosphorique (15 secondes), et limité au périmètre externe, continu d'être conseillé par la plupart des fabricants et ce tant que la qualité de l'adhérence à l'émail n'est pas éprouvée cliniquement.

L'application du système adhésif incluant le primaire automordant doit se faire en respectant les instructions du fabricant.

Ces instructions diffèrent selon les systèmes et concernent les durées et les modes d'application, le nombre de couches, le temps de séchage (relativement long dans la mesure où ils contiennent tous de l'eau), la durée et le type de polymérisation.

A ce propos, il faut bien s'assurer que la lampe à photopolymérisation est compatible avec l'adhésif. En effet, les adhésifs avec un initiateur autre que la camphroquinone peuvent ne pas être correctement photopolymérisés avec certaines lampes LED.

Il faut éviter les restaurations provisoires scellées à l'eugénol, et utiliser un ciment de scellement sans eugénol.

Il est conseillé d'attendre au moins une semaine après blanchiment.

Les règles usuelles d'application, de stratification et de polymérisation du composite sus-jacent restent inchangées.

## 25. QUELQUES PRODUITS ET CARACTERISTIQUES

Voici une liste non exhaustive des systèmes adhésifs automordançants  
actuellement présents sur le marché.

PRODUITS	FABRICANTS	TYPE DE POLYMERISATION PL=Photopolymérisation D = Dual	UNIDOSE	POURCENTAGE DE CHARGE	LIBERATION DE FLUOR
ADHESE®	Ivoclar Vivadent	PL	Non	2 %	Non
CLEARFIL LINER BOND 2 V®	Kuraray America	D	Non	10%	Non
CLEARFIL PROTECT BOND®	Kuraray America	PL	Non	10%	Oui
CLEARFIL SE BOND®	Kuraray America	PL	Non	10%	Non
CONTAX®	Zenith/DMG	PL	Non	0%	Oui
F-L BBOND®	Shofu	PL	Non	17%	Oui
GC UNIFIL BOND®	GC America	PL	Non	4%	Non
NANO-	Pentron Clinical	D, PL	Non	>5%	Non

<b>BOND®</b>	<b>Technologies</b>				
<b>ONECOAT SELF- ETCHING BOND®</b>	<b>Coltène/Whaledent</b>	<b>PL</b>	<b>Oui</b>	<b>0%</b>	<b>Non</b>
<b>ONE-STEP PLUS/TYRIAN SPE®</b>	<b>Bisco</b>	<b>PL</b>	<b>Oui</b>	<b>8.5%</b>	<b>Non</b>
<b>OPTIBOND SOLO PLUS SELF-ETCH ASHESIVE SYSTEM®</b>	<b>SDS/Kerr</b>	<b>D, PL</b>	<b>Oui</b>	<b>15%</b>	<b>Oui</b>
<b>PRELUDE®</b>	<b>Danville Materials</b>	<b>PI**</b>	<b>Non***</b>	<b>25%</b>	<b>Oui</b>

PRODUITS	CONSERVATION AU REFRIGERATEUR	NOMBRE D'ETAPES	TEMPS GLOBAL EN SECONDES	FORCE DE LIAISON A L'EMAIL EN MPA	FORCE DE LIAISON A LA DENTINE EN MPA	EVALUATION CLINIQUE
ADHESE®	Non	6	51	16	21	98%
CLEARFIL LINER BOND 2 V®	Oui	6	66	28	35	96%
CLEARFIL PROTECT BOND®	Oui	5	46	25	35	98%
CLEARFIL SE BOND®	Oui	5	46	23	31	95%
CONTAX®	Non	3	60	20	20	91%
F-L BOND	Non	5	33	21	27	91%
GC UNIFIL BOND®	Oui	4	38	20	30	88%
NANO- BOND®	Oui	5	63	14	20	86%
ONECOAT SELF- ETCHING BOND®	Non	7	54	22	24	88%
ONE-STEP PLUS/TYRIAN SPE®	Non	6	50	19	20	86%
OPTIBOND SOLO PLUS SELF-ETCH ADHESIVE SYSTEM®		7	69	28	25	92%
PRELUDE®	Non	5	36	25	27	Non disponible

**Tableau 13 : Les adhésifs automordants comportant un primaire acide et un adhésif appliqué séparément (ou « 6<sup>ème</sup> génération de type I »).**

**D'après AIDAN (2)**

PRODUIT	3M ESPE ADPER PROMPT L-POP®	BRUSH & BOND®	ONE UP BOND F PLUS®	TENURE UNI- BOND : GLOSS- N-SEAL®	TOUCH & BOND®	XENO III®
FABRIQUANTS	3 M ESPE	Parkell	Tokuyama Dental Corp./J. Morita USA	Den-Mat	Parkell	DENTSPLY/ Caulk
TYPE DE POLYMERISATION	PL	PL	PL	PL	PL	PL
UNIDOSE	Oui	Non	Non	Non	Non	Non
POURCENTAGE DE CHARGES	0%	0%	10%	0%	0%	4.8%
LIBERATION DE FLUOR	Non	Non	Oui	Non	Non	Oui
CONSERVATION AU REFRIGERATEUR	Non	Non	Oui	Non	Oui	Non
NOMBRE D'ETAPES	4	3	3	5	4	4
TEMPS GLOBAL EN SECONDES	38	33	25	38	38	38
FORCE DE LIAISON A L'EMAIL EN MPa	19	22	31	Non disponible	12	31
FORCE DE LIAISON A LA DENTINE EN MPa	17	18	24	Non disponible	2	29
EVALUATION CLINIQUE	89%	93%	Non disponible	92%	Non disponible	96%

**Tableau 14 : Les adhésifs automordancants comportant un primaire acide et un adhésif mélangés avant application (ou « 6<sup>ème</sup> génération de type II »).**

D'après AIDAN (2)

<b>PRODUITS</b>	<b>I BOND®</b>	<b>G-BOND®</b>
<b>FABRIQUANTS</b>	<b>GC Corp</b>	<b>Heraeus Kulzer</b>
<b>TYPE DE POLYMERISATION</b>	<b>PL</b>	<b>PL</b>
<b>UNIDOSE</b>	<b>Non***</b>	<b>Oui</b>
<b>POURCENTAGE DE CHARGES</b>	<b>5%</b>	<b>0%</b>
<b>LIBERATION DE FLUOR</b>	<b>Non</b>	<b>Non</b>
<b>CONSERVATION AU REFRIGERATEUR</b>	<b>Non</b>	<b>Oui</b>
<b>NOMBRE D'ETAPES</b>	<b>3</b>	<b>3</b>
<b>TEMPS GLOBAL EN SECONDES</b>	<b>25</b>	<b>50</b>
<b>FORCE DE LIAISON A L'EMAIL EN MPa</b>	<b>20</b>	<b>18</b>
<b>FORCE DE LIAISON A LA DENTINE EN MPa</b>	<b>20</b>	<b>22</b>
<b>EVALUATION CLINIQUE</b>	<b>CE****</b>	<b>92%</b>

**Tableau 15 : Les adhésifs automordancants ne nécessitant aucun mélange avant application (ou « 7<sup>ème</sup> génération »).**

D'après AIDAN (2)

## CONCLUSION

Le recul est faible sur ces nouveaux produits.

Les études, bien que nombreuses, sont souvent réalisées *in vitro*. Elles sont difficilement corrélables entre elles étant donné la multitude de variables.

Pourtant ces produits sont sur le marché. Il appartient donc au praticien de les employer avec tact, mesure et pertinence et de continuer à privilégier les matériaux qu'il maîtrise et dont il a pu constater lui-même les qualités, les défauts et la pérennité ; les adhésifs **M+A3** (ou 4<sup>ème</sup> génération ) présentant toujours les meilleures performances de collage.

L'histoire ne fait que commencer. Leur capacité d'adhésion à l'émail doit encore être améliorée et l'optimisation de leurs propriétés antibactériennes pourrait encore élargir leurs indications.

Associés à leur simplicité d'emploi, cela pourrait en faire des matériaux polyvalents et très performants.

La recherche s'oriente maintenant vers d'autres techniques de collage (inspirées en particulier de celles utilisées par certains mollusques marins) et jamais la collaboration entre biologistes moléculaires et chimistes des polymères n'a été aussi productive.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

**1- AGOSTINI FG, KAADEN C et POWERS JM.**

Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth.

Pediatric Dent 2001;**23**(6):481-486

**2- AIDAN N.**

Adhésifs auto-mordançants.

Inf Dent 2004;**86**(44):3155-3157.

**3- ALLIOT LICHT B, SOUEIDAN A et CLERGEAU-GUERITHAULT S.**

Manuel d'histologie : L'odonte et le parodonte.

Nantes : Université de Nantes, 1996.

**4- APAP M.**

Adhésifs et ergonomie. 1ère partie : les adhésifs avec mordantage.  
Clinic 2002;**23**(27):483-489.

**5 - APAP M.**

Adhésifs et ergonomie. 2ème partie : les adhésifs automordançants.  
Clinic 2002;**23**(23):569-574.

**6- BARQUINS M.**

Le collage : un moyen ancestral, moderne et durable pour assembler.  
1<sup>er</sup> oct 2004.  
[http://culturesciences.chimie.ens.fr/dossiers-chimie-societe-autresdocs-Collage\\_Barquins.html](http://culturesciences.chimie.ens.fr/dossiers-chimie-societe-autresdocs-Collage_Barquins.html)

**7- BESNAULT C et ATTAL JP.**

Influence d'un environnement simulé sur l'adhérence à la dentine de deux systèmes adhésifs.  
J Biomater Dent 2000;**15**:27.

**8- BOUILLAGUET S.**

Peut-on bien coller à la dentine radiculaire.  
Clinic 2003;**24**(4):247.

**9- BOUILLAGUET S, GYSI P, CATTANI . et coll.**

Comparaison des propriétés d'adhérence a la dentine de 8 adhésifs dentinaires.  
J Biomater Dent 2000;**15**:24.

**10- BURKE FJ, COMBE EC et DOUGLAS WH.**

Dentine bonding systems: 1. Mode of action.  
Dent Update 2000;**27**(2):85-93.

**11- CEBALLOS L, CAMEJO D, FUENTES V et coll.**

Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine.

J Dent 2003;**31**:469-477.

**12- ÇEHRELI ZC, TASMAN F et ONUR MA.**

Influence of a self-etching primer on compound nerve action potentials.

J Biomater Appl 2004;**18**(3):153-161.

**13- COLON P et BESNAULT C.**

Evolution des systèmes adhésifs modernes.

Rev Odontostomatol 2000;**29**(4):209-216.

**14- COLON P et PRADELLE N.**

Evaluation in vitro de l'étanchéité des systèmes self-etching : pénétration de colorants ou méthodes électrochimiques.

Clinic 2003;**24**(8):515-516.

**15- COLEMAN JD, DE RIJK WG et LEWIS MW.**

Shear bond strengths for five self etching dentin adhesive systems.

Hawaii Convention Center, 2004.

[http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract\\_39836.htm](http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_39836.htm)

**16- COSTA CA, OLIVEIRA MF, GIRO EM et coll.**

Biocompatibility of resin-based materials used as pulp-capping agents.

Int Endod J 2003;**36**(12):831-839.

**17- DAJEAN-TRUTAUD S.**

Histologie de la dent temporaire.

J Odontostomatol Pédiatr 1996;**6**(1 et 2):12-16.

**18- DEGRANGE M.**

M Degrange parle de dentisterie adhésive.

Inf Dent 2003;**85**(21):1435-1439.

**19- DEGRANGE M.**

Evolution et efficacité des nouveaux systèmes adhésifs amélo-dentinaires.  
Clinic 2003;**24**(8):517-518.

**20- DEGRANGE M.**

Le point sur les adhésifs.  
Clinic 1999;**20**(8):523-533.

**21- ERNSTA CP, KOTTER T, VICTOR A et coll.**

Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols.  
J Adhes Dent 2004;**6**(1):25-32.

**22- FERRARI M, MANOCCI F, VICHI A et coll.**

Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in class V restorations.  
Am J Dent 1997;**10**:66-70.

**23- FINGER W .**

La dernière génération d'adhésifs les self-etching.  
Clinic 2003;**24**(4):245.

**24- FINGER WJ et TANI C.**

Effect of relative humidity on bond strength of self-etching adhesives to dentin.  
J Adhes Dent 2002;**4**(4):277-282.

**25- FREEDMAN G et LEINFELDER K.**

La septième génération des systèmes adhésifs dentaires.  
Inf Dent 2003;**28**:1971-1976.

**26- GERDOLLE D et MORTIER E.**

Restaurations directes en résines composites - intérêt des systèmes adhésifs.  
automordançants mises en œuvre cliniques : l'AdheSE.  
Clinic 2003;**24**(4):231-240.

**27- GILLON G, HOLLIER-LAROUSSE J, IBOS-AUGE J et coll.**

Petit Larousse en couleur.

Paris:Librairie Larousse,1978.

**28- GREGOIRE G.**

Systèmes adhésifs automordançants : micromorphologie interfaciale et perméabilité dentinaire.

Clinic 2003;**24**(8):516-517.

**29- GREGOIRE G, GUIGNES P et MILLAS A.**

L'étanchéité dentinaire des systèmes adhésifs automordançants.

Clinic 2003;**24**(9):563-566.

**30- GREGOIRE G et MILLAS A.**

Un nouveau système adhésif automordançant : le Xeno III.

Clinic 2002;**23**(10):699-703.

**31- HAGGE MS et LINDEMUTH JS.**

Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems.

J Prosthet Dent 2001;**86**(6):620-623.

**32- HAMEL H, POUEZAT JA, AMADOR G et coll.**

Syllabus d'odontologie préventive et conservatrice D1. Tome 3.

Nantes:Université de Nantes,1998.

**33- HAMEL H, POUEZAT JA, BOHNE W et coll.**

syllabus d'odontologie préventive et conservatrice P2. Tome 2.

Nantes:Université de Nantes,1997.

**34- HANNING M, REINARDT KJ et BOTT B.**

Self-etching primers vs phosphoric acid an alternative concept for composite-to-enamel bonding.

Oper Dent 1999;**24**(3):172-180.

**35- HOSOYA Y, TOMINAGA A, KAKASU K et coll.**

A comparison of three dentin adhesives to permanent dentin in regard to those of primary dentin.

Pediatr Dent 1996;**6**:23-32.

**36- HUBER R, IMDIEKE A et INGLIS J.**

The composite resin restoration of moderate to severe dental lesion.

University Of Minnesota,2002.

<http://www.umn.edu/dental/courses/dent.6806fall02/paper4/paper4.html>

**37- IMAZATO S, IMAI T et EBISU S.**

Antibacterial activity of proprietary self-etching primers.

Am J Dent 1998;**11**(3):106-108.

**38- IMAZATO S, KURAMOTO A et KANEKO T.**

Comparison of antibacterial activity of simplified adhesive systems.

Am J Dent 2002;**15**(6):356-360.

**39- IMAZATO S, TARUMI H et EBIN.**

Cytotoxic effects of composite restorations employing self-etching primers or experimental antibacterial primers.

J Dent 2000;**28**(1):61-67.

**40- IMAZATO S, TORII Y et TAKATSUKA T.**

Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin.

J Oral Rehabil 2001;**28**(4):314-319.

**41- ITOTA T, TORII Y, NAKABO S et coll.**

Effect of fluoride application on tensile bond strength of self-etching adhesive systems to demineralized dentin.

J Prosthet Dent 2002;**88**(5):503-510.

**42- ITOU K, TORII Y, TAKIMURA T et coll.**

Effect of priming time on tensile bond strength to bovine teeth and morphologic structure of interfaces created by self-etching primers.

Int J Prosthodont 2001;**14**(3):225-230.

**43- ITTHAGARUN A, TAY FR et PASHLEY DH.**

Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerisation Part III Fluid conductance and fluoride-releasing evidence.

Am J Dent (in press)

**44- IVANYI I.**

The effects of adhesive material on the pulpal microcirculation.

Budapest,2002.

<http://ux.koki.hu/phd/Tezisek/ivanyiangol.pdf>

**45- IWAMI Y, YAMAMOTO H, KAWAI K et coll.**

Effect of enamel and dentin surface wetness on shear bond strength of composites.

J Prosthet Dent 1998;**80**:20-26.

**46- KATOH Y.**

Clinico-pathological study on pulpal irritation of adhesive resinous material. 1.histo-pathological changes of the pulp tissue in direct capping.

Adhesive Dent 1993;**11**:199-211.

**47- KIMOCHI T, YOSHIYAMA M, URAYAMA A et coll.**

Adhesion of a new commercial self-etching/self-priming bonding resin to human caries-infected dentin.

Dent Mater J 1999;**18**(4):437-443.

**48- KIREMITCI A, YALCIN F et GOKALP S.**

Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems.

Quintessence Int 2004;**35**(5):367-370.

**49- KOLINIOTOU-KOUMPIA E, DIONYSOPOULOS P et KOUMPIA E.**

In vivo evaluation of microleakage from composites with new dentine adhesives.

J Oral Rehabil 2004;**31**(10):1014-1022.

**50- KRIEF A.**

Dent pulpée , dent dépulée ... Comment bien coller ?

Inf Dent 2003;**85**(17/18):1161-1166.

**51- KWONG SM, CHEUNG GSP, KEI LH et coll.**

Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique.

Dent Mater 2002;**18**:359-369.

**52- LASFARGUES JJ, COLON P, PRADELLE N et coll.**

AdheSE - adhesif automordançant.

Clinic 2003;**24**(8):509-514.

**53- LEINFELDER KF et KURDZIOLEK SM.**

Self-etching bonding agents.

Compend Contin Educ Dent 2003;**24**(6):447-454, 456.

**54- LEFORESTIER E, COSTINI JM, DARQUE-CERETTI E et coll.**

Application du pelage à l'étude de l'adhérence de l'interface adhésif-dentine.

J Biomater Dent 2000;**15**:40.

**55- MEDINA VO, SHINKAI K, TANAKA N et coll.**

Histopathologic study on pulp response to single-bottle and self-etching adhesives.

Goteborg, 2003.

[http://iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/technoprogram/abstract\\_29046.htm](http://iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/technoprogram/abstract_29046.htm)

**56- MIYAZAKI M, HINOURA K, HONJO G et coll.**

Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength.

Am J Dent 2002;**15**(6):412-416.

**57- MOLL K et HALLER B.**

Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine.

J Oral Rehabil 2000;**27**:149–164.

**58- NANAOKO I.**

A new adhesive: "Clearfil Protect Bond".

Kuraray Dental, 2001.

[http://www.kuraraydental.com/newsletters/ats\\_vol2.pdf](http://www.kuraraydental.com/newsletters/ats_vol2.pdf)

**59- NASR K, GREGOIRE G, et SHARROCK P.**

Action des adhésifs auto-mordançants sur l'émail.

Clinic 2003;**24**(10):647-653.

**60- O'KEEFE KL et POWERS JM.**

Adhesion of resin composite core materials to dentin.

Int J Prosthodont 2001;**14**(5):451-456.

**61- OLIVEIRA SS, MARSHALL SJ et HILTON JF.**

Etching kinetics of a self-etching primer.

Biomater 2002;**23**(20):4105-4112.

**62- OPDAM NJ, ROETERS JJ et BURGERSDIJK RC.**

Microleakage of classe II box-type composite restorations.

Am J Dent 1998;**11**(4):160-164.

**63- ONUR MA, ÇEHRELI ZC, TASMAN F et coll.**

Effects of self-etching primers on vascular responses in rat carotid artery.

J Oral Rehabil 2004;**31**(6):574.

**64- OZOK AR, WU MK, DE GEE AJ et coll.**

Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive.

Dent Mater 2004;**20**(5):479-486.

**65- PAUL S.**

Comment prévenir les sensibilités post-opératoires.

Clinic 2003;**24**(4):243-244.

**66- PASHLEY DH et CARVALHO RM.**

Dentine permeability and dentine adhesion.

J Dent 1997;**25**(5):355-372.

**67- PERDIGAO J et GERALDELI S.**

Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel.

J Esthet Rest Dent 2003;**15**(1):32-41.

**68- PERDIGAO J, GERALDELI S et HODGES J.**

Total-etch versus self-etch adhesive effect on postoperative sensitivity.

J Am Dent Assoc 2003;**134**(12):1621-1629.

**69- PONTES DG, DE MELO AT et MONNERAT AF.**

Microleakage of new all-in-one adhesive systems on dentinal and enamel margins.

Quintessence Int 2002;**33**(2):136-139.

**70- PRADELLE-PLASSE N, NECHAD S, TAVERNIER B et coll.**

Influence du système adhésif sur l'étanchéité amélaire et dentinaire.

J Biomater Dent 2000;**15**:26.

**71- RAMIRES-ROMITO AC, REIS A et LOGUERCIO AD.**

Micro-tensile bond strength of adhesive systems applied on occlusal primary enamel.

J Clin Pediatr Dent 2004;**28**(4):333-338.

**72- RIBEIRO CCC, BARATIERI LN, PERDIGAO J et coll.**

Restaurations collées sur la dentine de dents temporaires. Evaluations cliniques, radiographiques et en microscopie électronique à balayage.

Clinic 2000;**21**(3):165-173.

**73- ROULET J-F et DEGRANGE M.**

Collage et adhésion, la révolution silencieuse. 1<sup>ère</sup> éd.

Paris, Quintessence internationale,2000.

**74- SANS AUTEUR.**

Adhésifs dentinaires : que choisir ?

Compte rendu de la Section de Biomatériaux de l'université de Médecine dentaire de Genève , 2003.

[http://dreamdirectdesign.com/dentest\\_new/article.php](http://dreamdirectdesign.com/dentest_new/article.php)

**75- SANS AUTEUR.**

Dossier scientifique : Syntac Single-Component.

Saint-Jorioz:Ivoclar Vivadent, 2004.

<http://www.ivodent.co.za/Vivadent/Vivadent%Adhesive.htm>

**76- SANS AUTEUR.**

Gluma One Bond, Scientific Documentation,1998.

[http://www.heraeus-kulzer.de/msds/D\\_Germany-German/MSDS000001883\\_-\\_Gluma\\_One\\_Bond\\_\(D\).pdf](http://www.heraeus-kulzer.de/msds/D_Germany-German/MSDS000001883_-_Gluma_One_Bond_(D).pdf)

**77- SCHMALZ G ERGUCU Z et HILLER KA.**

Effect of dentin on the antibacterial activity of dentin bonding agents.

J Endod 2004;**30**(5):352-358.

**78- SENAWONGSE P, HARNIRATTISAI C, SHIMADA Y et coll.**

Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin.

Oper Dent 2004;**29**(2):196-202.

**79- SHIMADA Y, IWAMATO N, KAWASHIMA M et coll.**

Shear bond strength of current adhesive systems to enamel, dentin and dentin-enamel junction region.

Oper Dent 2003;**28**(5):585-590.

**80- SHIMADA Y, SENAWONGSE P, HARNIRATTISAI C et coll.**

Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel.

Oper Dent 2002;**27**(4):403-409.

**81- SLUTZKY H, MATALON S et WEISS EI.**

Antibacterial surface properties of polymerized single-bottle bonding agents: part II.

Quintessence Int 2004;**35**(4):275-279.

**82- SOLE V.**

Systèmes adhésifs et blanchiment.

Clinic 2003;**24**(4):245-246.

**83- TANI S et FINGER WJ.**

Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives.

J Adhes Dent 2002;**4**(4):283-289

**84- TAY F.**

Adhésifs dentinaires Le présent et l'avenir

Clinic 2003;**24**(3):153-159.

**85- TAY FR et PASHLEY DH.**

Dental adhesives of the futur.

J Adhes Dent 2002;**4**:91-103.

**86- TAY FR et PASHLEY DH.**

Have dentin adhesives become too hydrophilic.

J Can Dent Assoc 2003;**69**(11):726–731.

**87- TAY FR, PASHLEY DH et PETERS MC.**

Adhesive permeability affects composite coupling to dentin treated with a self-etch adhesive.

Oper Dent 2003;**28**(5):610-621.

**88- TOLEDANO M et OSORIO R.**

Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths.

Am J Dent 2003;**16**(5):292-298.

**89- TORII Y, ITOU K, NISHITANI Y et coll.**

Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin.

Am J Dent 2002;**15**(5):305-330.

**90- TORII Y, ITOU K, HIKASA R et coll.**

Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system.

J Oral Rehabil 2002;**29**(6):528-533.

**91- TOWNSEND RD et DUNN WJ.**

The effect of saliva contamination on enamel and dentin using a self-etching adhesive.

J Am Dent Assoc 2004;**135**(7):895-901.

**92- VAJRABHAYA L, PASASUK A et HARNIRATTISAI C.**

Cytotoxicity evaluation of single component dentin bonding agent.

Oper Dent 2003;**28**(4):440-444.

**93- VAN DIJKEN JWV.**

Systemes adhesifs amélo-dentaires à plusieurs étapes et systemes simplifiés.  
Réal Clin 1999;**10**(2):199-222.

**94- VAN MERBEEK B, VARGAS M, INOUE S et coll.**

Evolution des adhesifs dentinaires évaluation microscopique.  
J Biomater Dent 2000;**15**:59-80.

**95- YAMAUTI M, HASHIMOTO M et SANO H.**

Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage.  
Dent Mater 2003;**19**(5):399-405.

**96- YOSHIDA Y, NAGAKANE K, FUKUDA R et coll.**

Comparative study on adhesive performance of functional monomers.  
J Dent Res 2004;**83**(6):454-458.

**97- YOSHIKAWA T, SANO H et BURROW MF.**

Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength.  
J Dent Res 1999;**78**(4):898-905.

**98- YOSHIYAMA M, TAY FR, DOI J et coll.**

Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin.  
J Dent Res 2002;**81**(8):556-560.

SANDOVAL BERTRAND-Les adhésifs amélo-dentaires automordants.  
92f.,ill.,tab.,30cm.,(these : chir.dent ;NANTES ; 2005)

Après 50 ans de recherche en matière de restaurations adhésives, les praticiens disposent aujourd'hui de nouveaux produits, les adhésifs amélo-dentaires automordants. A travers l'étude de leur mode d'action et de leurs différentes caractéristiques physico-chimiques, il apparaît que ces matériaux constituent une alternative valable aux techniques de mordantage total utilisant l'acide orthophosphorique, tout en présentant des indications et de contre-indications spécifiques.

Rubrique de classement : Dentisterie Conservatrice

MOTS CLES :

Dentisterie Conservatrice  
Matériaux Dentaires  
Adhésifs  
Mordantage Acide Dentaire

MESH :

Operative Dentistry  
Dental Materials  
Adhesives  
Dental Acid Etching

Jury :

Président : Professeur JEAN A  
Assesseur : Professeur LABOUX O  
Directeur : Docteur MARION D  
Assesseur : Docteur AMADOR DEL VALLE G

Adresse de l'auteur :

34 rue de Bellevue, 44340 BOUGUENNAIS

sandobe@yahoo.fr