

# Les matériaux de collage et de scellement

Edouard DECRUCQ<sup>1\*</sup>, Thomas DEVISSE<sup>2</sup>, Ouarda BENHAMMADI<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 112 rue De la Barre, 59000 Lille, France

<sup>2</sup> 201 rue La Cense aux Blés, Appartement 310, 59800 Lille, France

<sup>3</sup> 12 rue Arago, Ent. B, Appartement 180, 59120 Loos, France

## 1. Les principes d'adhésion

L'adhésion est définie comme l'union d'une surface à une autre avec laquelle elle est en contact intime. Elle correspond à l'ensemble des phénomènes physico-chimiques et mécaniques qui contribuent à unir deux substances de nature différente par leur surface [8].

Suivant le type de colle et le protocole de collage utilisé, on décrira trois types d'interfaces [29] :

- interface substrat dentaire ou substrat prothétique/colle,
- interface composite de la cale/colle (collage indirect à trois interfaces),
- interface colle/bracket.

Elle est à différencier de la cohésion qui correspond à l'attraction entre atomes ou molécules d'une même substance.

À partir de là, on définit deux types de fracture lors de décollements :

- fracture cohésive, au sein de la colle,
- fracture adhésive au niveau d'une interface.

Cette union de deux solides est obtenue par collage, c'est-à-dire par un agent adhésif qui est capable d'humidifier les deux surfaces et de les unir après durcissement. Cette solidification résulte soit d'une réaction chimique de synthèse, soit d'une déshydratation conduisant à la constitution d'un état macromoléculaire (polymérisation).

Il ne faut pas confondre collage et scellement ; la *colle* doit posséder à la fois un caractère adhésif propre et des propriétés rhéologiques qui lui permettent de dissiper tout ou partie des contraintes subies par l'assemblage qu'il contribue à former ; le

\* Auteur pour correspondance : edecrucq@gmail.com

*scellement* correspond plutôt à une stabilisation, un calage sans potentiel adhésif propre [6].

On distingue deux théories complémentaires au phénomène d'adhésion [25] :

- la théorie mécanique : l'adhésif s'engrène après durcissement dans les rugosités et irrégularités de surface ;
- la théorie d'adsorption : il y a formation de liaisons chimiques entre l'adhésif et l'adhérant par des liaisons primaires ou secondaires.

### 1.1. Phénomènes mécaniques de l'adhésion

La composante mécanique joue un rôle essentiel tant dans l'adhésion aux tissus dentaires calcifiés qu'à l'intrados de l'attache orthodontique (base en forme de treillis). La rétention est assurée par l'engrènement de l'adhésif dans les rugosités et irrégularités de surface. On parle ici d'« adhésion micromécanique » [25].

Il faudra obtenir une surface rugueuse, permettant ainsi d'augmenter la surface de collage et donc l'aire de contact de l'adhésif et de créer un faciès propice à l'ancrage micromécanique.

### 1.2. Phénomènes physico-chimiques de l'adhésion

Un matériau de collage doit s'étaler à la surface du substrat sur lequel il est appliqué pour s'unir à lui. Cette mouillabilité est nécessaire pour espérer avoir une adhésion chimique.

Différents paramètres sont à prendre en cause :

- la tension superficielle de l'adhésif :  $\gamma_{LV}^\circ$ ,
- l'énergie de surface du substrat :  $\gamma_{SV}^\circ$ .

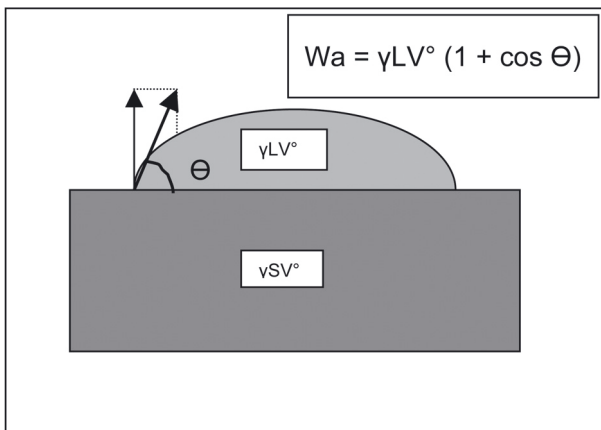


Figure 1  
Mesure de l'angle de contact.

Ces paramètres sont reliés par la relation de Young qui relie le travail d'adhésion ( $W_a$ ) à l'angle de contact  $\Theta$  formé par une goutte d'un liquide de référence déposée à la surface d'un solide (Fig. 1).

Plus l'angle  $\Theta$  est proche de zéro, plus les potentialités d'adhésion sont élevées. Ainsi, pour augmenter les forces d'adhésion, les substrats en présence nécessitent un traitement de surface susceptible d'accroître leur énergie de surface.

Ce phénomène d'adhésion physique est la condition essentielle pour obtenir une adhésion chimique de l'adhésif à la surface du substrat. On distingue deux types de liaisons chimiques ; les liaisons fortes ou primaires et les liaisons intermoléculaires ou secondaires [3].

Les liaisons fortes regroupent les liaisons covalentes, les liaisons ioniques et les liaisons métalliques. Ces trois types de liaisons interviennent sur de très courtes distances (inférieures à 0,3 nm) d'où l'intérêt de la mouillabilité et correspondent à une mise en commun ou à un échange électronique. Pourtant à l'heure actuelle, il n'a pas été possible de mettre en évidence des liaisons fortes à l'interface tissu dentaire-adhésif. Elles n'ont pu être observées qu'au niveau de l'interface base céramique silanisée-adhésif [11].

Les liaisons intermoléculaires regroupent les forces de Van Der Waals et les liaisons hydrogènes. Elles sont toujours présentes à l'interface tissu dentaire-CVI-MAR.

En conclusion, l'adhésion chimique est principalement obtenue par des liaisons faibles dites secondaires [25] ; ce qui est un avantage lors de la dépose

des attaches devient un inconvénient lors de sollicitations de l'attache.

### 1.3. Critères d'une adhésion durable

La description des interfaces de collage met en évidence une grande diversité de forces d'adhésion [29]. L'idéal serait d'obtenir une fracture cohésive au sein du matériau de collage ou adhésive à l'interface attache/matériau de collage, ce dernier servant de fusible au moment de la rupture évitant la fracture de portions amélares. Cependant, en raison de la grande variabilité de l'émail, il est impossible de prévoir le type de fracture [20], il est donc nécessaire d'obtenir une force d'adhésion suffisante, principalement au niveau de l'émail considéré comme la zone critique [30].

Le critère le plus important de l'adhésion entre deux matériaux est qu'il soit en contact suffisamment proche et intime. En orthodontie, les substrats sont solides et ils sont réunis par l'intermédiaire de substances liquides ou fluides que sont les adhésifs. Leur contact intime avec le substrat dépend de la mouillabilité du substrat, de la morphologie, de la rugosité du substrat et de la viscosité de l'adhésif [25].

La mouillabilité dépend de la différence entre la tension superficielle de l'adhésif et l'énergie de surface du substrat. Il faut que la première soit inférieure à la seconde. Les propriétés de l'adhésif étant interchangeable, le degré de mouillabilité ne dépend que du conditionnement de la surface du substrat.

La rugosité de surface va permettre d'augmenter la surface de collage, tout en créant des micro-rétentions. De plus, les irrégularités de surface créent une pression capillaire de l'adhésif qui aide à sa diffusion dans la surface rugueuse.

La viscosité n'intervient pas sur l'aptitude au mouillage mais uniquement sur la cinétique d'étalement. Il est donc évident qu'un adhésif fluide mouillera plus rapidement une surface qu'un adhésif de haute viscosité.

Pour obtenir une adhésion durable, il appartient au praticien d'activer la surface du substrat et de la conserver propre (non polluée par la salive) tout au long de la procédure de collage. L'adhésion est principalement mécanique, à laquelle peuvent se surajouter des liaisons chimiques. Pour cela, il faudra obtenir un contact intime entre le substrat et l'agent adhésif permettant le rapprochement moléculaire.

## 2. Les matériaux utilisés

L'assemblage du bracket à la structure dentaire est réalisé par l'intermédiaire d'un biomatériau capable d'adhérer aux différents substrats en présence. Par définition, une colle est un matériau qui, appliqué à l'état fluide entre deux surfaces, contribue à les unir après durcissement [6]. Elle doit présenter un potentiel adhésif propre si bien que la plupart des matériaux de collage commercialisés ne peuvent être considérés comme de véritables colles. En effet, la plupart sont des composites qui nécessitent un agent intermédiaire (agent de liaison ou de couplage) pour adhérer aux interfaces.

Par souci de simplicité, on appelle « colle » en orthodontie tous les matériaux unissant la dent et l'attache [15]. Elles sont complétées par les ciments verre-ionomères qui sont à la fois agent de scellement et agent adhésif (scellement adhésif).

### 2.1. Critères de choix des matériaux de collage et de scellement

Les matériaux de collage et de scellement doivent présenter un certain nombre de propriétés :

- résistance aux agressions chimiques et physico-chimiques du milieu buccal ;
- étanchéité et biocompatibilité ;
- adhésion suffisante pour éviter le décollement des brackets mais pas excessive pour ne pas nuire à l'intégrité du tissu amélaire lors de la dépose ;
- propriétés d'usage, manipulation simple, temps de travail suffisant, dépose aisée sans altération du substrat sous-jacent, tolérance à la manipulation.

Il n'existe actuellement aucun système de collage et/ou de scellement qui réponde à l'ensemble de ce cahier des charges. Ainsi le praticien se trouve fort embarrassé quand au choix du produit utilisé. Cette sélection ne doit pas se faire par habitude mais par une analyse précise de la situation clinique à travers différents critères :

- nature du substrat (émail, céramique, alliages métalliques précieux et non précieux, polycarbonate, composite, amalgame) ;
- qualité du substrat (anomalies de structure des tissus dentaires, susceptibilité à la carie) ;
- situation de la dent (dent incluse) ;
- forces délivrées par le dispositif orthodontique (arc continu, force extra-orale . . .) ;

- type de collage (collage direct ou indirect) ;
- façon de travailler (avec ou sans assistante).

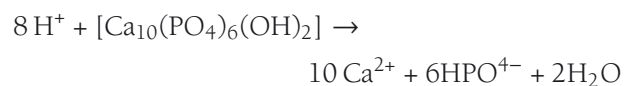
L'orthodontiste est conduit à faire un choix entre les quatre familles de systèmes de collage [14] :

- les colles hydrophobes ;
- les colles hydrophiles ;
- les colles auto-mordançantes ;
- Les ciments verre-ionomères modifiés par addition de résine (CVI-MAR).

### 2.2. Composition et principes d'action des agents de préparation

#### 2.2.1. Acide orthophosphorique

L'acide orthophosphorique est l'agent de préparation le plus répandu en orthodontie, il agit sur l'émail en provoquant une dissolution des cristaux d'hydroxyapatite selon la réaction suivante :



Ce traitement de surface va aboutir à une surface rugueuse plus étendue avec une plus grande énergie de surface permettant l'ancrage de l'adhésif sous forme de brides résineuses. Trois types d'attaque ont d'ailleurs été décrites par Silverstone [28], ce qui explique l'inégale action du mordantage.

Cet acide existe sous deux formes : gels colorés et solutions. Le gel permettra une meilleure visualisation lors de l'application.

Il est préconisé de l'utiliser à une concentration de 35 % avec un temps d'attaque de 30 s [30] afin d'obtenir une adhésion suffisante.

Il faut garder à l'esprit que le mordantage amélaire à l'acide orthophosphorique est une technique efficace mais agressive car il entraîne une perte d'émail consécutive (jusqu'à 160  $\mu\text{m}$  pour Diedrich [7]) ainsi qu'une pénétration de résine à travers le substrat, persistante à la dépose des attaches et pouvant provoquer des colorations particulièrement disgracieuses au niveau du secteur antérieur.

Pour éviter cette agression du tissu amélaire, certains auteurs ont proposé comme alternative au mordantage la micro-abrasion amélaire par sablage à l'alumine. Les résultats en termes de force d'adhésion furent décevants [16], nettement inférieurs à ceux obtenus lors d'un collage classique.

### 2.2.2. Acide polyacrylique

L'acide polyacrylique est un acide faible de haut poids moléculaire qui ne déminéralisera pas la surface du substrat mais permettra d'abaisser la tension superficielle de la surface dentaire et d'augmenter la mouillabilité de cette surface, ce qui favorisera l'adaptation de matériaux de remplissage.

L'intérêt de la préparation à l'acide polyacrylique réside dans l'économie tissulaire qu'il procure par rapport au mordantage à l'acide orthophosphorique [13]. Cet agent de préparation doit être considéré comme un agent de conditionnement et non comme un agent de mordantage.

Cet acide est utilisé sous forme de solution à une concentration de 10 %, conjointement à l'utilisation des ciments verre-ionomères.

### 2.2.3. Acide fluorhydrique

Il trouve son intérêt dans le collage sur les surfaces céramiques. Le gel d'acide fluorhydrique à une concentration de 10 % appliqué pendant 2 min réalise alors le mordantage de la surface de la céramique et crée des microporosités, assurant ainsi une adhésion mécanique [26]. Son utilisation doit être prudente et demande une isolation méticuleuse de la zone de travail car l'acide fluorhydrique provoque une lésion des muqueuses en cas de contact.

## 2.3. Composition et principes d'action des primaires d'adhésion

Ces matériaux sont des promoteurs d'adhésion ; ils permettent de modifier la surface du substrat pour la rendre favorable au collage [31]. Ils ont tout d'abord été décrits en odontologie conservatrice pour le collage dentinaire : le primaire transforme la surface humide en surface hydrophobe pour permettre la pénétration et l'imprégnation des espaces interfibrillaires par la résine adhésive hydrophobe.

Communément, les collages en orthodontie sont réalisés sur l'émail ; ce dernier représentant une surface hydrophobe propice au collage, les primaires d'adhésion n'ont aucun intérêt. Avec l'avènement de l'orthodontie de l'adulte, le praticien est amené à réaliser des collages sur des restaurations coronaires (amalgames, couronnes prothétiques) représentant des surfaces inadaptées au collage, du moins sans préparation préliminaire.

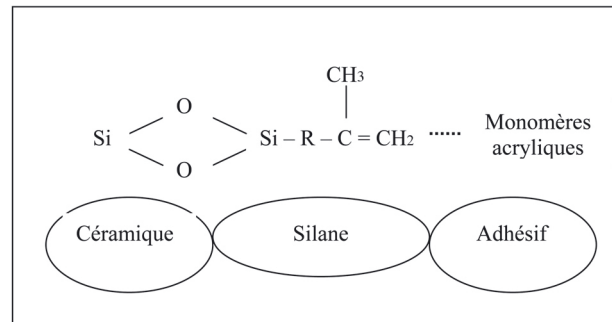


Figure 2

Représentation schématique de l'adhésion à la céramique par un agent silanique.

### 2.3.1. Agent de couplage silanique

Ce matériau à base de silane (tétrasilicate d'éthyle) est essentiellement utilisé pour réaliser des collages aux surfaces céramiques (couronnes ou facettes). La molécule de silane réagit avec le silicium dans la céramique par son groupement de silanol (Si-OH) et avec la résine de collage par son groupe acrylique (Fig. 2). Au préalable, il faudra hydrolyser les groupes de silanol de la céramique par une attaque acide.

Cet agent est aussi utilisé lors de collages après microsablage d'une poudre contenant des particules d'alumine et de silicate, transformant la surface en couche pseudovitrifiée adhérente au substrat par liaison tribochimique (Cojet-Sand™, 3M Espe™). Cette technique de collage est d'ailleurs la plus efficace en terme de force de liaison mais iatrogène en raison du risque de fracture de la céramique lors de la dépose du multi-attaches [17]. Ce procédé peut être appliqué pour les collages aux métaux [32].

### 2.3.2. Primaires d'adhésion spécifiques aux métaux précieux

Par souci de simplicité, les chercheurs ont tenté de créer des agents adhésifs capables d'adhérer directement à la surface de métaux précieux. Un simple prétraitement chimique par un agent de couplage peut être réalisé à la surface de ces substrats avant d'utiliser un adhésif classique pour les collages orthodontiques.

Ces agents sont composés de monomères avec deux pôles différents :

- une extrémité méthacrylate comme celles retrouvées dans les résines adhésives permettant une copolymérisation avec ces dernières ;

Tableau 1

Primaires d'adhésions spécifiques aux métaux précieux.

Nom commercial	Fabricant
V-Primer™	Sun médical™
Alloy Primer™	Kuraray™
Metal Primer™	GC™
Métaltite™	Tokuyama™

- une extrémité contenant soit des groupements sulfures, soit des groupements vinyles permettant la formation d'une liaison chimique avec le métal précieux ; différents produits sont actuellement disponibles (Tab. 1).

#### 2.4. Composition et principes d'action des agents de liaison

Les agents de liaison sont des résines non chargées utilisés pour sceller l'interface entre la résine composite et le substrat préparé (émail, couronne métallique, facette céramique...).

Contrairement au tissu dentinaire, la surface amélaire est une surface parfaitement hydrophobe, si bien que les agents de liaisons utilisés sont des résines adhésives ne nécessitant pas en préalable l'utilisation d'un primaire (transformation d'une surface humide en surface hydrophobe). Il en est de même pour les surfaces en polyméthacrylate de méthyle (résines composites), exposant des sites acryliques réactifs après sablage ou meulage. Dans le cas de surfaces artificielles particulières (métal, céramique), un primaire d'adhésion sera utilisé au préalable.

Même si la composition de base reste identique entre les différents systèmes adhésifs, des modifications ont été apportées pour les rendre plus souples à l'emploi et ergonomiques.

##### 2.4.1. Les adhésifs hydrophobes

Cet agent est une résine non chargée contenant principalement des monomères hydrophobes :

- bis-GMA (bisphénol méthacrylate de glycidyle ou matrice de Bowen) ;
- esters diméthacryliques ; TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate), UDMA (diméthacrylate-uréthane).

Le préalable à l'utilisation de ce type d'adhésif est une surface non affectée par la présence d'eau ou d'humidité, permettant la formation de brides résineuses.

##### 2.4.2. Les adhésifs hydrophiles

La base de ce type d'adhésif reste identique à celle de l'adhésif hydrophobe, à laquelle ont été ajoutés :

- des monomères amphiphiles (HEMA, hydroxyéthyle méthacrylate) ;
- un solvant (eau, acétone ou alcool) miscible à l'eau.

Cette association améliore le mouillage et l'infiltration de la résine sur un substrat humide (transformation d'une surface humide en surface hydrophobe). Elle permet d'obtenir une adhérence acceptable lors d'un collage sur un substrat contaminé par la salive [10].

Ils sont l'équivalent des adhésifs « mono-composants » utilisés en odontologie conservatrice pour les collages au substrat dentinaire associant primaire et résine adhésive dans un seul flacon.

##### 2.4.3. Les adhésifs auto-mordants

Ces adhésifs de 6<sup>e</sup> génération combinent dans un seul composé chimique :

- un agent de mordantage (acide phosphorique) ;
- un agent adhésif.

Leur principe d'action réside dans une déminéralisation et une infiltration simultanée de la résine adhésive, diminuant le nombre d'étapes en éliminant celle du rinçage. En outre, avec une attaque acide nettement moins agressive que lors d'un collage conventionnel [27], ces adhésifs permettent d'obtenir des valeurs d'adhérence suffisantes [28], comparables aux adhésifs classiques [5] dès lors que le protocole de préparation de la surface amélaire est respecté (nettoyage rigoureux de la surface amélaire [19]).

#### 2.5. Composition et principes d'action des agents de remplissage

Ces agents n'ont aucun potentiel adhésif propre excepté les ciments verre-ionomères. Ils assurent la rétention par ancrage micro-mécanique et l'on peut espérer une adhésion chimique s'ils sont associés à



un agent adhésif. À travers ce terme, on décrit les résines composites et les ciments de scellement. Depuis quelques années, une nouvelle famille a vu le jour : les matériaux hybrides.

### 2.5.1. Les résines composites

Elles constituent à l'heure actuelle le matériau de collage le plus utilisé en orthodontie malgré ses effets délétères irréversibles au niveau amélaire [9].

*Composition et structure* : les résines composites à usage dentaire ont été commercialisées au milieu des années soixante. Elles combinent une phase dispersée ou charge inorganique à une phase organique ou matrice résineuse. Les deux phases sont liées entre elles par un agent de couplage interfacial à base de silane. Un initiateur est nécessaire pour activer le mécanisme de réaction de prise ainsi que des stabilisateurs ou inhibiteurs permettant la conservation du matériau à l'état fluide.

#### – Phase organique

La phase organique ou dispersante représente 25 à 50 % du volume du composite. Elle comprend la matrice résineuse, le système de polymérisation et divers additifs.

#### • La matrice résineuse

La matrice résineuse est le composant chimiquement actif du composite. Initialement, il s'agit d'un monomère fluide qui est converti en un polymère rigide par une réaction d'addition. Ses composants sont essentiellement des diméthacrylates de méthyle :

- Bis-GMA (bisphénol méthacrylate de glycidyle ou matrice de Bowen).
- Diuréthanes tel que l'uréthane diméthacrylate (UDMA) ayant l'avantage de posséder une faible viscosité permettant ainsi l'incorporation d'un plus grand pourcentage de charges sans ajouter de diluant de faible poids moléculaire. Ses principaux défauts sont une rétraction de prise élevée (5 à 9 %) ainsi qu'une certaine fragilité. Certains produits commerciaux contiennent l'UMDA comme seul monomère et d'autres le combinent au bis-GMA.
- D'autres monomères de basse viscosité (abaisseurs de viscosité) tels que le TEGDMA (triéthylène glycol diméthacrylate), l'EGDMA (éthylène

glycol diméthacrylate) et l'HEMA (hydroxyéthyle méthacrylate) facilitant la manipulation clinique.

#### • Système initiateur

On décrit deux modes de polymérisation :

- Photopolymérisation : les résines composites sont activées par la lumière visible. Le système d'initiation est composé d'un di-cétone photosensible (camphoroquinone) et une amine tertiaire.
- Chémopolymérisation : les résines composites sont activées soit par le mélange de deux pâtes (système pâte-pâte) soit d'une poudre et d'un liquide (système pâte-activateur). Une partie contiendra un initiateur tel que le peroxyde de benzoyle et l'autre un accélérateur telle qu'une amine tertiaire aromatique.

Dans les deux cas, la polymérisation est de type radicalaire : initiation de la polymérisation de la résine par la libération des radicaux libres.

#### – Phase inorganique

L'objectif initial de l'incorporation de charges est de réduire la proportion de résine qui constitue le maillon faible du composite. La plupart des propriétés mécaniques sont améliorées par les charges inorganiques, en particulier au-dessus de 55–60 % en volume. Il y a augmentation de la résistance à la fracture et à l'usure, du module d'élasticité et de la dureté. On distingue classiquement les charges traditionnelles ou macrocharges composées de grosses particules (5 à 30  $\mu\text{m}$ ) de verre ou de quartz, et des microcharges (< 0,04  $\mu\text{m}$ ) constituées de silice. Un compromis est possible avec les composites hybrides associant macro et microcharges.

#### – Agent de couplage

Un composant essentiel des résines composites est l'agent de couplage permettant d'obtenir une liaison entre les particules inorganiques et la phase organique continue. L'agent de couplage habituel est le  $\gamma$ -méthacryloxypropyle triméthoxysilane ou silane. Cette silanisation va non seulement augmenter les propriétés mécaniques du composite, mais permet également de réduire la perte des particules due à la pénétration de l'eau entre résine et charges, améliorant sa longévité. Grâce aux méthodes douces de préparation des charges par la nanotechnologie, il est possible actuellement de créer directement des charges organominérales.

### 2.5.2. Les ciments de scellement et matériaux hybrides

Les ciments de scellement sont utilisés pour la rétention des bagues et pour la réalisation des cales molaires. Depuis peu, des matériaux hybrides (ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine) sont utilisés pour le collage des attaches orthodontiques.

#### 2.5.2.1 Les ciments de scellement

Leurs utilisations se font conjointement aux bagues orthodontiques et requièrent un certain nombre de propriétés car ils seront au contact des éléments de la cavité buccale (dents, gencive et salivaire) durant tout le traitement orthodontique.

Les propriétés recherchées seront les suivantes :

- non iatrogène : biocompatible, non irritant pour la gencive, respect du tissu amélaire ;
- résistance mécanique suffisante surtout lors de fortes sollicitations (forces orthopédiques) ;
- résistance à la dissolution salivaire (herméticité) pour maintenir un joint étanche entre la dent et la bague et éviter toute percolation à l'origine de caries ;
- propriétés d'usage, manipulation facile, temps de manipulation suffisant, temps de prise rapide.

On distingue trois catégories de ciments orthodontiques :

- les ciments au phosphate de zinc ;
- les ciments polycarboxylates ;
- les ciments verre-ionomères.

#### – Les ciments au phosphate de zinc

Ces ciments sont les plus anciennement employés. On les retrouve principalement dans les scellements de prothèses conjointes mais certains praticiens continuent de les utiliser en orthodontie, vantant leurs propriétés mécaniques et leur facilité d'utilisation.

La rétention assurée est exclusivement d'ordre mécanique par microclavetage. Sa formation se fait par mélange entre un acide orthophosphorique (liquide) et un oxyde de zinc (poudre). La réaction est incomplète laissant de l'acide résiduel expliquant un pH très bas (autour de 5).

Cette acidité explique ses propriétés biologiques très délétères en orthodontie ; risque de décalcifications dentaires voire de réactions pulpaires et irritation du tissu gingival. Son utilisation devrait être proscrite en orthodontie.

#### – Les ciments polycarboxylates

Introduits par Smith en 1968, ces produits représentaient à l'époque une nouvelle génération de ciment étant donné leur potentiel d'adhésion à l'émail. Ces ciments font partie de la famille des polyacryloïdes et à ce titre peuvent être considérés comme les précurseurs des ciments verre-ionomères (CVI). Ils sont formés par la réaction entre un oxyde de zinc et d'albumine et une solution aqueuse d'acide polyacrylique.

Ils possèdent des propriétés mécaniques moindres que celles des ciments au phosphate de zinc et leur solubilité est assez importante. Cependant, ils montrent des propriétés d'adhésion à l'émail grâce aux attractions ioniques de l'acide poly-carboxylique et les hydroxyapatites de l'émail et sont considérés comme biologiquement neutres. Avec l'avènement des CVI, leur utilisation est devenue obsolète en orthodontie.

#### – Les ciments verre-ionomères

Mis au point par Wilson et Kent en 1972, les ciments verre-ionomères (CVI) sont le résultat d'une réaction acide/base entre une poudre de verre riche en calcium, en silicate d'alumine et en fluor, et un acide polyalkénoïque.

Ils possèdent la capacité d'adhérer chimiquement aux tissus minéralisés par des connexions de type ionique entre la structure cristalline polyalkénoate et les ions phosphates et calcium issus de l'apatite lors de l'attaque acide de l'émail. Enfin, ils développent d'excellentes propriétés biologiques ; biocompatibles et libérateurs de fluor assurant une protection contre la carie. Selon une étude de Cacciafesta, *et al.* [4], les CVI sont capables de relarguer du fluor augmentant la résistance au processus carieux. Ce phénomène serait superficiel, inférieur à 15 µm de profondeur [18]. Les principaux défauts résident dans des propriétés mécaniques insuffisantes et un temps de prise trop long. Cependant, ils représentent à l'heure actuelle le meilleur ciment de scellement orthodontique.

Tableau 2

Protocole de collage aux surfaces amélaire.

Protocoles des collages directs en orthodontie : (a) Collage conventionnel (mordançage + agent adhésif + résine composite). (b) Collage spécifique (agent adhésif auto-mordançant + résine composite). (c) Collage avec matériaux hybrides (CVI-MAR).

Étapes de collage	Matériaux utilisés
1- Nettoyage de la surface amélaire	Brossette montée sur contre-angle enduite de ponce ou de pâte à détartre
2- Mise en place du champ opératoire	Ecarteur avec possibilité d'ajouter un système d'aspiration
3- Traitement de la surface amélaire	(a) Acide orthophosphorique à 37 % pendant 15 à 30 s puis rinçage (b) Adhésif auto-mordançant appliqué par frottement pendant 15 s (c) Acide polyacrylique à 10 % pendant 20 s ou micro-sablage à l'alumine (granulométrie de 50 µm) puis rinçage
4- Hybridation de la surface amélaire	(a) Séchage complet (surface blanc crayeuse) et application de l'agent adhésif (b et c) Séchage léger
5- Mise en place de l'attache orthodontique	(a et b) Application du composite sur la base de l'attache, positionnement sur la dent, retrait des excès et polymérisation (c) Application de CVI-MAR sur la base de l'attache, positionnement sur la dent, polymérisation et retrait des excès

### 2.5.2.2. Les matériaux hybrides

Depuis peu, en 1991, un nouveau matériau est apparu, représentant un compromis entre les résines composites et les CVI ; les ciments verre-ionomères modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR).

Les CVI-MAR sont des ciments de verre polyalkénoates (composés de verres basiques et d'un polymère acide) auxquels est ajoutée une petite quantité de résine ; le plus souvent des monomères acryliques hydrophiles tels que le 2-Hydroxy-Ethyl-Méthacrylate (HEMA), et parfois l'éthylène glycol ou des dérivés du méthacrylate de glycidyle (Bis-GMA). La réaction de prise est double ; réaction acide-base et photopolymérisation de type radicalaire.

L'adjonction de la matrice résineuse permet d'améliorer les propriétés mécaniques de ces matériaux et de diminuer le temps de prise. Une préparation de surface à l'aide d'un acide polyacrylique est nécessaire au préalable. La résistance de l'assemblage

surface dentaire/attache est suffisante et atraumatique pour le tissu amélaire lors de la dépose [22].

De part leur simplicité d'utilisation et leurs performances, ils sont régulièrement utilisés pour les collages sur les métaux précieux [33] et les surfaces en céramique [1]. Il est fort à parier que leur utilisation se généralisera davantage à l'avenir.

## 3. Conclusion

L'orthodontiste a à sa disposition un choix pléthorique de produits de collage et de scellement ; le matériau de collage universel n'existe pas. En fonction de la situation clinique, il aura à faire un choix. Avec une connaissance approfondie de ces matériaux, ce choix sera plus judicieux et sûrement plus réfléchi en respectant un protocole rigoureux (Tab. 2, 3 et 4).

L'orthodontie est régulièrement incriminée dans l'apparition iatrogène de lésions carieuses, de colorations dentaires et de fractures amélaire.



Tableau 3  
Protocole de collage aux surfaces métalliques. (a) et (c) Voir légende du tableau 2.

Étapes de collage	Matériaux utilisés
1- Nettoyage de la surface du substrat	Brossette montée sur contre-angle enduite de gel de chlorexidine
2- Traitement de la surface du substrat	Micro-sablage intra-oral (oxyde d'alumine d'une granulométrie de 100 µm) ou passage d'une fraise diamantée puis dégraissage à l'acétone
3- Hybridation de la surface du substrat	Application d'un primaire d'adhésion spécifique au métal concerné puis application de l'agent adhésif
4- Mise en place de l'attache orthodontique	(a) Application du composite sur la base de l'attache, positionnement sur la dent, retrait des excès et polymérisation (c) Application de CVI-MAR sur la base de l'attache, positionnement sur la dent, polymérisation et retrait des excès sans hybridation préalable

Tableau 4  
Protocole de collage aux surfaces céramiques (a) et (c) Voir légende du tableau 2.

Étapes de collage	Matériaux utilisés
1- Traitement de la surface du substrat	(a) Mordançage à l'acide fluorhydrique à 10 % pendant 30 s puis rinçage soigneux et séchage (c) Micro-sablage intra-oral
2- Hybridation de la surface du substrat	Application du silane en plusieurs couches puis application de l'agent adhésif
3- Mise en place de l'attache orthodontique	Idem collage aux surfaces métalliques

Avec l'avènement des matériaux hybrides et de leurs remarquables propriétés biologiques, on peut espérer à l'avenir une orthodontie à la fois restauratrice et pleinement conservatrice.

## Bibliographie

- [1] Altounian G. Collage orthodontique aux verres ionomères : de la théorie à la pratique. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000;34:557-600.
- [2] Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-853.
- [3] Burdairon G. Abrégé de biomatériaux dentaires. Paris: Masson, 1990.
- [4] Cacciafesta V, Sfondrini MF, Tagliani P, Klersy C. *In Vitro* fluoride release rates from 9 orthodontic bonding adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:656-662.
- [5] Chalgren R, Combe EC, Wahl AJ. Effects of etchants and primers on shear bond strength of a self-ligating esthetic orthodontic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:577-585.
- [6] Degrange M, Tirlet G. Scellement et collage. *Les Cahiers de Prothèse* 1995;92:27-45.
- [7] Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: A study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod* 1981;79:500-522.
- [8] Driessens FCM. Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 1977;27:317.

- [9] Eliades T, Gioka C, Eliades G, Mokus M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod* 2004;26:333–338.
- [10] Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müssig D. An *in vitro* comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod* 2007;29:559–563.
- [11] Guess MB, Watanabe LG, Beck FM, Crall MG. The effect of silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *J Clin Orthod* 1988;22:788–792.
- [12] Hagger O. Swiss patent 1951;278,946;British patent 687–299.
- [13] Hitmi L, Attal JP, Degrange M. Influence du traitement de surface de l'émail sur les caractéristiques énergétiques de la surface. *J Edgewise* 2000;41:89–104.
- [14] Hitmi L, Muller C, Roussarie F, Attal JP. Le collage des brackets en orthodontie. *Clinic* 2001;22:165–179.
- [15] Hitmi L, Attal JP, Degrange M. Les différentes familles de colles composites: Présentation et expérimentation. *Orthod Fr* 2002;73:39–58.
- [16] Hogervorst W, Feilzer AJ, Anderson BP. The air abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:20–26.
- [17] Karan S, Büyükyılmaz T, Toroglu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:144–157.
- [18] Lavernhe P, Lodter C, Sharrock P, Grégoire G. Biocompatibilité des colles orthodontiques : l'apport des ciments aux verres ionomères. *Rev Orthop Dento Faciale* 2000;34:539–554.
- [19] Lill DJ, Lindauer SJ, Tüfekçi E, Shroff B. Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:423–426.
- [20] Mattick CR, Hobson RS. A comparative microtopographic study of the buccal enamel of different tooth types. *Br J Orthod* 2000;27:143–148.
- [21] Millet DT, Hallgren A, Cattanaach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod* 1998;68:351–356.
- [22] Montasser MA, Drummond JL, Roth JR, Al-Turki L, Evans CA. Rebonding of orthodontic brackets – Part 2, an XPS and SEM study. *Angle Orthod* 2008;78:537–544.
- [23] Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments. Progress report. *Am J Orthod* 1965;51:901–912.
- [24] Roos S. Évolution du collage en orthodontie : apport des adhésifs auto-mordancants. *Int Orthod*;3:141–154.
- [25] Roulet JF, Degrange M. Collage et adhésion, la révolution silencieuse. Quintessence International, 2000.
- [26] Sarac YS, Elekdag-Turk S, Sarac D, Turk T. Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface roughness of a feldspar ceramic. *Angle Orthod* 2007;77:723–728.
- [27] Shinya M, Shinya A, Lassila LV, Gomi H, Varrelä J, Vallittu PK, Shinya A. Treated enamel surface patterns associated with five orthodontic adhesive systems, surface morphology and shear bond strength. *Dent Mater J* 2008;27:1–6.
- [28] Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O, Verstovik LM. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by Scanning Electron Microscopy. *Caries Research* 1975;9:373–387.
- [29] Sorel O, Cathelineau G. Influence des interfaces de collage sur l'adhésion des brackets. *Orthod Fr* 2001;72:305–312.
- [30] Swartz ML. Le collage en orthodontie. *Int Orthodontics* 2008;1:23–51.
- [31] Van Noort R. Principles of adhesion. In: Van Noort (ed). *Dental materials*. London: Mosby, 1994:61–71.
- [32] Van Noort R. An overview of the clinical use of resin-to-metal bonding. In Roulet JF, Vanherle G. *Adhesive technology for restorative dentistry*. Quintessence Publishing 2005:153–169.
- [33] Youn YA, Lee YK, Lee DY, Kim NY, Lim YK. Effect of surface treatment and type of cement on the retentive strength of orthodontic bands on gold alloy crowns. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:728–736.