

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE ODONTOLOGIQUE

Année 2009

Thèse N° : 39

Le collage amélaire en orthodontie peut-il induire une altération du substrat ?

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

Présentée

et soutenue publiquement par :

Monsieur DEUMIER Laurent

Né le 1^{er} Septembre 1983

Le 13 Octobre 2009, devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur O. LABOUX

Assesseur : Monsieur le Docteur M.-H. NIVET

Directeurs de thèse : Madame le Professeur G. GREGOIRE

Monsieur le Docteur S. RENAUDIN

Par délibération en date du 6 Décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

Sommaire

I.	Les principes de l'adhésion sur l'émail	5
A.	Le substrat amélaire	5
1.	Caractéristiques physiques de l'émail	6
2.	Structure de l'émail	7
3.	Le mordantage acide de l'émail	8
B.	Les attaches orthodontiques	10
C.	Les principes généraux de l'adhésion.....	11
1.	Adhérence.....	19
2.	Coefficient de dilatation thermique	17
3.	Stabilité volumique.....	18
D.	Les matériaux de collage en orthodontie	19
1.	Composites.....	19
2.	C.V.I. et dérivés.....	28
II.	Les modifications de l'émail par le collage orthodontique étape par étape	35
A.	Lors de la préparation des dents.....	35
1.	Nettoyage par brosse / cupule et pâte abrasive.....	35
2.	Traitement de surface	37
B.	Lors du port du dispositif orthodontique	44
1.	Rétention de plaque et déminéralisations.....	44
2.	Décollements accidentels	45
C.	Lors du décollement intentionnel des attaches.....	46
1.	Conséquences au niveau de l'émail	46
2.	Techniques de dépose des attaches orthodontiques.....	47
D.	Lors des étapes de finition et de polissage.....	49

1. Pertes d'émail	49
2. Rugosité superficielle.....	50
3. Zones de déminéralisation.....	51
4. Résidus de matériau de collage ayant pénétré dans l'émail	51
5. Colorations amélares	51
III. Essai expérimental : évaluation in vitro d'un système adhésif orthodontique à mordançage préalable : Unitek Transbond XT – 3M	52
A. Objet de l'étude	52
B. Matériel et méthodes.....	52
1. Préparation des échantillons	53
2. Collage des brackets sur l'émail	53
3. Thermocyclage	55
4. Décollement des attaches.....	56
5. Polissage et finition	57
6. Etude de la mouillabilité du substrat amélaire par mesure de l'angle de contact	57
7. Etude de certains constituants de l'émail et de la présence de résine par I.R.T.F.....	60
C. Résultats	62
1. Examen des échantillons après décollement.....	62
2. Etude de la mouillabilité du substrat amélaire par mesure de l'angle de contact	64
3. Etude de certains constituants de l'émail et de la présence de résine par I.R.T.F.....	72
4. Evaluation de l'interface de collage en microscopie environnementale.....	75
D. Discussion	76

I. Les principes de l'adhésion sur l'émail

A. Le substrat amélaire³⁰



Photographie 1 : Email dentaire

L'émail est un tissu dur dérivé d'un épithélium, formant la couche de surface de la couronne dentaire.

L'émail est formé par des cellules spécifiques, les améloblastes. Lors de l'éruption de la dent sur l'arcade, les améloblastes disparaissent, rendant impossible tout renouvellement amélaire.

La structure complexe de l'émail et son haut degré de minéralisation rendent ce tissu particulièrement résistant aux agressions.

1. Caractéristiques physiques de l'émail ³²

La matrice extracellulaire de l'émail en fait le tissu le plus minéralisé de l'organisme. Sa composante minérale représente 96% et sa composante organique et hydrique 4%.

Le contenu inorganique de l'émail est composé de cristaux de phosphate de calcium (hydroxyapatite) associés à des ions carbonate semblables à ceux trouvés dans l'os, le cartilage calcifié, la dentine, le ciment.

De nombreux ions peuvent être incorporés dans les cristaux de l'émail, si ceux-ci sont présents lors de la formation de l'émail (strontium, plomb, magnésium, fluor).

La susceptibilité de ces cristaux à la dissolution par les acides explique les bases chimiques du processus carieux.

La résistance de l'émail aux forces mécaniques appliquées lors de la mise en fonction des dents est rendue possible par la dureté et le haut degré de minéralisation de ce tissu.

Cependant cette dureté rend l'émail fragile, et la présence d'une couche de soutien dentinaire offrant plus de résilience est nécessaire pour maintenir l'intégrité de l'émail.

Lorsque cette couche de soutien dentinaire est altérée par le processus carieux ou par une mauvaise préparation cavitaire, l'émail n'est plus soutenu et s'effondre.

L'émail est translucide et varie

- en couleur : du jaune au gris-blanc
- en épaisseur : avec une épaisseur maximale de 2.5 mm au niveau des faces travaillantes et une épaisseur minimale au niveau cervical (biseau). Cette variation d'épaisseur influence la teinte de l'émail en laissant apparaître au niveau des zones amélaire fines la teinte jaune de la dentine.

2. Structure de l'émail

La structure de l'émail est difficile à étudier en raison du haut taux de minéralisation de l'émail.

Quand on examine les coupes déminéralisées conventionnelles, nous ne pouvons observer que des zones vides précédemment occupées par l'émail mature, parce que la partie minérale a été dissoute et la trame organique emportée.

L'organisation de l'émail chez les mammifères comporte des prismes et de l'émail interprismatique. Les prismes d'émail ont été initialement décrits comme ayant une forme hexagonale et prismatique. Le terme de prismes d'émail a été retenu.

Néanmoins, les tiges d'émail n'ont pas une forme géométrique et ne peuvent donc être comparées à des prismes. Nous utiliserons pour faciliter la compréhension le terme de prisme au lieu du terme cordon.

L'émail est composé de longs rubans de cristaux de carbonatoapatite mesurant 60 à 70 nm de largeur et 25 à 30 nm d'épaisseur.

Les entités de phosphate de calcium ont une symétrie hexagonale et sont empilées pour conférer au cristal une forme hexagonale, qui est clairement visible sur une coupe de profil d'émail mature.

Cependant, de nombreux cristaux d'émail mature ne sont pas parfaitement hexagonaux mais présentent un aspect irrégulier en raison de leur compression les uns contre les autres pendant les étapes finales de leur formation. Les cristaux sont ainsi groupés pour former des prismes d'émail et de l'émail interprismatique.

L'utilisation de microscopie électronique à balayage, avec des coupes fines et un pouvoir de résolution supérieur à la microscopie optique, a permis de surmonter les difficultés d'interprétation.

Le prisme d'émail peut être comparé schématiquement à un cylindre et est composé de cristaux dont le plus grand axe est orienté parallèlement à l'axe longitudinal du prisme, en particulier pour les cristaux situés au niveau de l'axe central du prisme.

La région interprismatique entoure chaque prisme et ces cristaux sont orientés dans une direction différente de l'alignement des prismes.

La différence d'orientation est significative pour environ les $\frac{3}{4}$ de la circonférence du prisme.

La limite entre le prisme et la région interprismatique est une région délimitée par un espace étroit composé de matériel organique appelé gaine du prisme (rod sheath).

Au niveau cervical, les régions interprismatiques ne sont pas séparées par des gaines du prisme parce que les cristaux confluent dans l'alignement des prismes.

3. Le mordantage acide de l'émail

Le mordantage de la surface amélaire, ou conditionnement amélaire, a pris beaucoup d'importance en pratique clinique. L'utilisation de sealants, d'adhésifs pour restaurations coronaires et de matériaux de collage de brackets en orthodontie nécessite une préparation de l'émail.

Ce processus aboutit à l'effet souhaité en deux phases : d'abord le mordantage acide élimine la plaque et les autres débris, avec une fine couche d'émail. Puis il accroît la porosité des surfaces par dissolution sélective des cristaux, ce qui permet de créer une meilleure surface de collage pour le matériau de restauration ou de collage.

La MEB montre bien les effets de la préparation de l'émail par mordantage.

3 modèles de mordantage prédominant :

- Le plus conventionnel est le Type I caractérisé par l'élimination sélective des prismes.
- Dans le type II, l'émail interprismatique est éliminé tandis que les prismes d'émail restent intacts.
- Le plus rare est le type III qui est irrégulier et non sélectif.

Plusieurs débats existent encore pour savoir pourquoi un acide mordant produit différents types de surfaces. L'opinion la plus répandue est que le modèle de mordantage dépend de l'orientation des cristaux.

Les études ultrastructurales de la dissolution des cristaux indiquent que les cristaux se dissolvent plus rapidement à leur extrémité que latéralement. Donc les cristaux alignés perpendiculairement à la surface de l'émail sont les plus vulnérables.

Le modèle de mordantage de type I peut être facilement expliqué en notant que les cristaux atteignent la surface de l'émail dans une direction différente de celle des cristaux de l'émail interprismatique. En résumé, le mordantage acide de l'émail est maintenant une procédure validée pour améliorer le collage de résines à l'émail.

La rétention dépend principalement d'une imbrication mécanique.

L'agent de conditionnement supprime le film organique de la surface dentaire et mordance préférentiellement la surface amélaire de telle manière qu'un contact ferme soit établi.

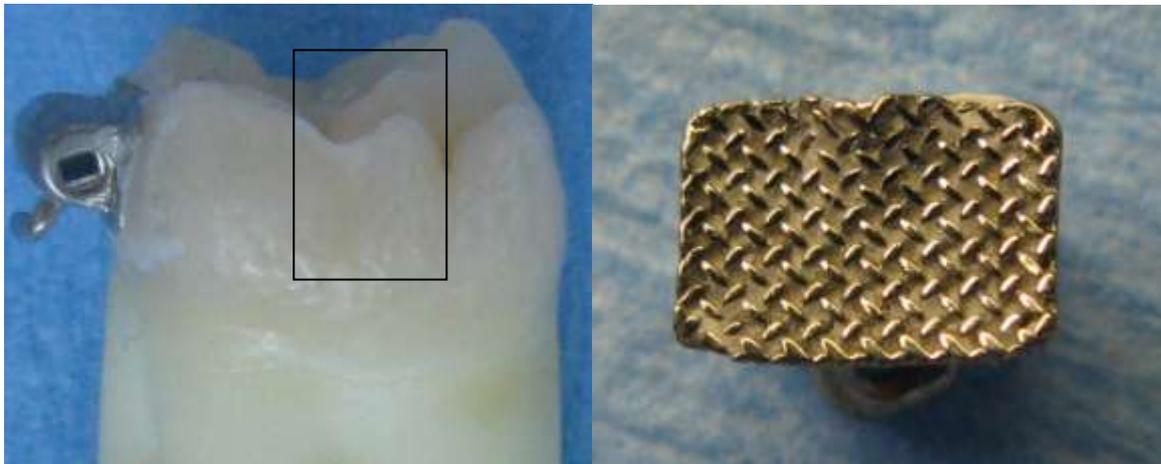
Dans les zones dépourvues de prismes de l'émail, particulièrement au niveau des dents temporaires, il est nécessaire d'utiliser un mordantage légèrement plus important pour obtenir une rétention mécanique adéquate.

B. Les attaches orthodontiques

Il existe plusieurs types d'attaches orthodontiques.

Les attaches métalliques peuvent être composées d'acier inoxydable, d'acier sans nickel ou de titane. Leur fabrication peut être réalisée par brasage de deux pièces métalliques (base et ailettes), par soudage au L.A.S.E.R. de deux pièces métalliques, ou par injection métallique.

Les attaches esthétiques peuvent être composées de céramique ou de plastique.



Photographie 2 : Attache orthodontique

C. Les principes généraux de l'adhésion

Définition de l'adhérence : Résistance que présentent deux corps solides, assemblés par leurs interfaces, aux forces qui tendent à les séparer.

Définition de l'adhésion : Force s'opposant à la séparation de deux corps mis en contact.

Deux termes différents sont utilisés pour décrire l'attraction moléculaire des deux substances :

- Lorsque deux molécules de nature différente s'attirent, on parle d'adhérence
- Lorsque deux molécules de même nature s'attirent, on parle de cohésion

Un adhésif est un matériau utilisé pour produire l'adhérence.

Lorsque deux substances s'attirent et qu'il y a adhérence, les surfaces en contact forment l'interface.

Une interface peut être obtenue entre des surfaces de différents états, liquide, solide ou gazeux, à l'exception de deux gaz en contact.

Pour un solide, à l'intérieur du réseau d'atomes, ceux-ci sont attirés les uns vers les autres de façon égale : les distances interatomiques sont égales et l'énergie est minimale.

A la surface de ce solide, les atomes ne sont pas attirés de façon égale dans toutes les directions. Les atomes de la couche superficielle du réseau sont attirés et attirent :

- les atomes situés immédiatement sous la couche superficielle
- les atomes situés dans la couche superficielle elle-même

L'attraction entre atomes de la couche superficielle est un peu plus forte. Celle-ci est responsable du phénomène de tension de surface.

Il y aura donc adhérence à travers l'interface.

La présence d'impuretés au niveau d'une surface réduit l'énergie de surface. Plus l'énergie de surface augmente, plus la capacité d'adhérence augmente.

L'étanchéité des matériaux dépend de :³²

- l'adhérence
- la dilatométrie thermique
- la stabilité de volume

1. Adhérence

Définition de l'adhérence : Résistance que présentent deux corps solides, assemblés par leurs interfaces, aux forces qui tendent à les séparer.

Définition de l'adhésion : Force s'opposant à la séparation de deux corps mis en contact.

Il existe 3 sortes de jonctions :

- adhérence chimique
- adhérence mécanique
- adhérence physique

a) Adhérence mécanique

L'adhérence mécanique dépend des rétentions à l'échelle macroscopique et de l'état de surface du substrat (échelle microscopique).

Le mordantage acide introduit par Buonocore en 1961 a permis d'augmenter les irrégularités de surface microscopiques au niveau de l'émail. Il résulte de ce traitement une augmentation de la surface d'adhésion et la résistance aux contraintes de cisaillement par microclavetage.

b) Adhérence physique

L'adhérence physique dépend d'une attraction intermoléculaire entre le matériau et le substrat amélaire. Une distance inférieure ou égale à 7 angströms entre les molécules du matériau et la dent est nécessaire pour obtenir une adhérence physique.

La notion de mouillage de la dent par le matériau d'obturation entre en compte dans ce type d'adhérence.

Le mouillage est la propriété d'étalement d'un liquide à la surface d'un corps, caractérisé par l'angle de raccordement θ .

Le mouillage dépend :

- de la tension superficielle du mouillant (matériau de collage)
- de la viscosité du mouillant
- des propriétés polaires des molécules du mouillant
- de la mouillabilité de l'adhésif
- de la mouillabilité du substrat (dent)
- de la différence entre mouillabilité et mouillabilité

(1) La mouillabilité du substrat amélaire :

Une surface solide d'aspect lisse macroscopiquement comporte des rugosités à l'échelle microscopique. Lorsqu'on place deux surfaces solides l'une contre l'autre, seuls les sommets des rugosités microscopiques se trouvent en contact. Si l'on considère le pourcentage de surface en contact par rapport à la surface totale des deux solides, ces contacts sont insuffisants et l'adhérence est nulle.

Pour obtenir une adhérence entre deux solides, il faut augmenter la surface de contact. La solution est obtenue en utilisant un liquide qui s'immiscera entre les irrégularités.

La mouillabilité de l'émail est proportionnelle à son énergie de surface. Le mordantage permet d'augmenter l'énergie de surface amélaire.

La composition de la dent n'est pas homogène.

Un matériau qui adhérerait à la portion organique n'adhérerait sans doute pas aussi bien à la portion minérale et un adhésif qui se lierait à l'émail n'adhérerait probablement pas si bien à la dentine.

Des débris microscopiques présents à la surface des dents, la rugosité superficielle, empêchent le mouillage.

Il est impossible de sécher complètement l'émail ou la dentine. Une pellicule d'eau est donc toujours présente à la surface de la dent. L'objectif d'un adhésif dentaire est donc de déplacer l'eau présente à la surface ou de mouiller la surface dentaire mieux que l'eau. Cette adhérence doit être maintenue dans l'environnement oral constamment aqueux.

(2) La mouillance du matériau de collage :

La mouillance d'un liquide est inversement proportionnelle à sa tension superficielle.

La tension superficielle caractérise :

- La capacité d'un liquide à occuper la plus petite surface possible dans un milieu donné
- La cohésion d'un liquide

Lorsqu'on dépose à la surface d'un corps solide une goutte de liquide, si le liquide s'étale complètement, on dit que le liquide mouille. Si le liquide ne s'étale pas et se contracte sous forme de boule, on dit que ce liquide ne mouille pas.

Dans le cas où le liquide s'étale complètement, l'angle de raccordement θ est nul, le liquide mouille et le mouillage est qualifié de parfait.

Dans le cas où le liquide se contracte sous forme de boule, si l'angle de raccordement est compris entre 0° et 90° , le mouillage est imparfait et si l'angle de raccordement est supérieur à 90° il y a non-mouillage : le mouillage est nul.

Les phénomènes de surface trouvent leur origine dans les interactions moléculaires aux interfaces. Les forces interfaciales peuvent être reliées à des grandeurs thermodynamiques fondamentales comme les énergies libres de surface des liquides et des substrats.

La forme à l'équilibre d'une goutte de liquide posée sur un substrat solide est déterminée par ces forces interfaciales.

(3) La viscosité

Après mordantage des microanfractuosités sont créées à la surface du substrat amélaire. Le matériau doit avoir une viscosité assez basse pour investir ces microrugosités.

(4) Les propriétés polaires

Les molécules d'eau présentes dans l'émail possèdent un caractère dipolaire en raison de leur asymétrie.

Le radical carboxyl (COOH) présent dans les carboxylates confère à ces matériaux un caractère polaire.

Des liaisons sont donc possibles entre tissus dentaires hydratés et matériaux présentant des radicaux asymétriques.

(5) Les ponts hydrogène

L'énergie de ces liaisons est supérieure aux liaisons physiques mais très inférieures aux liaisons chimiques.

c) Adhérence chimique :

L'énergie de liaison par liaison chimique est 10 fois plus importante de celle permise par adhérence physique.

Les liaisons chimiques sont de deux types :

- Liaisons ioniques
- Liaisons covalentes

(1) Les liaisons ioniques

Elles sont permises par interaction entre deux ions de charge inverse. La chélation des ions Calcium a été recherchée afin d'obtenir ce type de liaison, d'abord par BOWEN en incorporant de la N Phényl Glycine dans les résines composites, puis par LEE au niveau des silanes et par SMITH (carboxylates) et WILSON et KENT (C.V.I. et acides polyacryliques).

(2) Les liaisons covalentes

Ces liaisons font intervenir des radicaux présents au niveau de la trame organique :

- Carboxyl : COO^-
- Aminés : NH_2^-
- Hydroxyles : OH^- (trame organique et minérale)

Plusieurs auteurs ont tenté d'obtenir des liaisons chimiques covalentes.

L'adhérence chimique n'est actuellement pas démontrée au niveau des substrats dentaires et il existe de nombreuses variations entre les situations cliniques.

Les tissus sont plus ou moins hydratés, les proportions entre matrice organique et trame minérale varient selon les tissus. De plus, la présence d'eau en surface du substrat entre en compétition avec le mouillant (matériau de collage). L'utilisation de conditionneurs et de matériaux polymérisant en milieu aqueux (polyméthacrylates initiés par le tri N butyl borane, dérivés de l'acide polyacrylique) permet d'éviter les effets nocifs de la pollution aqueuse du substrat.

2. Coefficient de dilatation thermique

Les matériaux et les tissus dentaires en milieu buccal sont soumis à des variations thermiques lors des différentes fonctions orales. Les coefficients de dilatation thermique des matériaux et des tissus sont différents et une perte progressive d'étanchéité est inévitable.

Le coefficient de dilatation thermique de l'émail est de $11,4 \cdot 10^{-6}$ par °C.

Les composites présentent un coefficient de dilatation thermique 2 à 10 fois plus élevé.

L'exothermie de prise a une incidence sur le tissu pulpaire, sur la liaison charge-liant et sur la contraction du matériau après polymérisation.

3. Stabilité volumique

a) Contraction de prise : au cours de la réaction

Le passage d'un matériau sous forme monomère à la forme polymère implique une transformation des liaisons physiques en liaisons chimiques covalentes intra-chaines et inter-chaines.

La polymérisation implique une contraction de prise qui doit être la plus faible possible. Cette réduction peut être obtenue par :

- Utilisation de polymère annulaire (liaisons inter-chaines)
- Utilisation de polymères de poids moléculaire supérieur
- Utilisation de matériaux contenant des charges inertes
- Contrôle de l'exothermie de prise
- Utilisation d'agents retardant l'augmentation de viscosité

Les ciments minéraux qui subissent des réactions de cristallisation sont également concernés par une contraction de prise

b) Absorption hydrique : après réaction

Les variations de volume interviennent également après la réaction de polymérisation par absorption hydrique. Cette dilatation s'oppose à la contraction de prise.

D. Les matériaux de collage en orthodontie ²¹

Les matériaux utilisés en orthopédie dento-faciale pour le collage des attaches orthodontiques sont regroupés sous le terme courant de « colles ». Les « colles » comprennent deux grandes familles de matériaux :

- Les composites de collages (système adhésif et composite)
- Les ciments verre ionomères

1. Composites ⁴⁹

a) *Composition et structure*

Un matériau composite est composé de plusieurs matériaux différents. La liaison entre ces matériaux est parfaite et les propriétés mécaniques d'un matériau composite sont supérieures à celles de chacun des matériaux pris séparément.

Les composites utilisés en odontologie sont composés d'une matrice organique et de charges minérales. Ces deux éléments principaux sont reliés par un agent de couplage organominéral. Des adjuvants complètent la composition de ces matériaux.

Les charges sont minérales, organiques et organominérales. Elles augmentent les propriétés mécaniques des composites. Leur principal constituant est la silice. Elles sont aussi responsables des propriétés esthétiques des composites.

(1) La matrice organique

La résine matricielle, associée au système de polymérisation et à des abaisseurs de viscosité, donne la matrice organique du composite. Les résines peuvent être des dérivés des Bis-GMA ou des Polyuréthanes.

Elles permettent l'utilisation d'un matériau inséré en phase plastique dans la cavité buccale qui durcira sur le site souhaité. La matrice organique possède une ductilité lui permettant de transmettre et de répartir les contraintes appliquées au matériau.

Les inconvénients de ce composant sont une faible résistance mécanique, une rétraction de prise importante et un coefficient d'expansion thermique élevé.

(2) La phase minérale

Les charges présentes dans les composites ont également connu des modifications destinées à améliorer les propriétés de ces matériaux.

Elles sont responsables des propriétés mécaniques et physiques des composites. Ces propriétés permettent au matériau de résister à la déformation induite par les contraintes transmises par la matrice organique.

(3) L'agent de couplage

Cet agent permet d'associer les propriétés propres de la phase organique et de la phase minérale.

L'agent de couplage permet la cohésion entre charges et matrice organique. Deux processus permettent le passage de la forme monomère à la forme polymère du composite :

- Polycondensation
- Polymérisation en chaîne

Il existe deux modes de polymérisation : polymérisation chimique ou chémo-polymérisation et polymérisation lumineuse ou photopolymérisation.

Lors de ces réactions, et particulièrement lors de réaction de chémo-polymérisation, il existe une rétraction volumique de prise variant entre 2,4 et 4,7%.

L'agent de couplage est appliqué à la surface des charges. Il s'agit généralement d'un silane (méthacryle oxypropyle triméthyle silane). Une réaction de réticulation entre silane et matrice organique permet ce couplage par liaisons covalentes.

(4) Les adjuvants

La réaction de polymérisation va être contrôlée par ces additifs : ce sont essentiellement des inhibiteurs et des amorceurs.

- **Les amorceurs**

La polymérisation peut être amorcée chimiquement ou photochimiquement. Les doubles liaisons de l'oligomère s'ouvriront alors grâce à la formation de radicaux libres.

- Polymérisation amorcée chimiquement

Il existe deux types d'amorceurs chimiques :

- Hydroperoxydes et peroxydes
- Composés azotés

Ils conduisent à la formation de radicaux libres.

L'association la plus courante est composée par un peroxyde instable amorceur présent dans une pâte et d'une amine tertiaire accélératrice dans l'autre pâte. Lors du malaxage, la réaction se produit et la polymérisation est ainsi initiée. Cette réaction est inhibée par l'oxygène présent dans l'air (nécessité de supprimer la couche superficielle de ce type de composite) et par les phénols (eugénol contre-indiqué en association avec les composites).

- Polymérisation amorcée photochimiquement

Le principe d'ouverture des doubles liaisons de l'oligomère reste le même. Des photoamorceurs produisent, sous l'effet de photons lumineux (longueur d'onde comprise

entre 400 et 800 nanomètres) ou ultraviolets (longueur d'onde comprise entre 10 et 400 nanomètres), des radicaux libres amorçant cette polymérisation.

Les photoinitiateurs les plus courants sont :

- Benzophénone
- Acétophénone
- Dicétone

Il est nécessaire d'utiliser une lampe à photopolymériser adaptée au photoinitiateur incorporé dans le composite. Par exemple, l'utilisation de camphroquinone associée à une amine organique ne mènera à une polymérisation que si la longueur d'onde de la lumière émise par la lampe est comprise entre 420 et 460 nanomètres.

Les deux avantages principaux des composites photopolymérisables sont :

- Meilleure stabilité (absence de peroxyde)
- Présentation plus ergonomique (1 seule pâte)

Les U.V. et la lumière du spectre visible peuvent être remplacés par des L.A.S.E.R. à l'Argon. Cette technique permet une diminution de la puissance nécessaire, une précision accrue du faisceau et une polymérisation plus profonde.

- **Les inhibiteurs**

Les plus courants sont les quinones.

Leur rôle est de réaliser un contrôle de l'induction. Ils sont nécessaires à la bonne conservation du composite.

- **Les stabilisants**

- **Les opacifiants**

- **Les pigments**

b) Propriétés

(1) Propriétés mécaniques et physiques

- **Résistance à la compression**

La quasi-totalité de résistance à la compression des composites est atteinte une heure après le début de la polymérisation de ces matériaux. Le non-respect des protocoles d'utilisation des composites, ou une contamination humide peuvent diminuer cette résistance.

D'après Degrange ¹⁴, les valeurs de résistance à la compression sont les suivantes :

- Composite traditionnel : 210 à 290 MPa
- Composite microchargé : 255 à 330 MPa
- Composite hybride : 310 à 384 MPa

- **Résistance à la traction**

Les valeurs moyennes de résistance à la traction des composites obtenues par Degrange ¹⁴ sont :

- Composite traditionnel : 35 à 55 MPa
- Composite microchargé : 30 à 40 MPa
- Composite hybride : 52 à 67 MPa

- **Module d'élasticité**

Une augmentation du module d'élasticité correspond à une élévation de la rigidité du matériau testé.

Les composites traditionnels et le composites hybrides ont un module d'élasticité se rapprochant de celui des tissus dentaires.

- **Dureté**

La dureté correspond à la capacité d'un matériau à résister à une déformation plastique.

Il est possible d'améliorer la dureté des composites en jouant sur différents facteurs :

- Utilisation préférentielle de matrice BIS-GMA plutôt que de matrice polyuréthane
- Augmentation du pourcentage de charges
- Choix de la photopolymérisation plutôt que de la chimopolymérisation

L'usure superficielle des composites sera ainsi diminuée.

- **Résistance à l'abrasion**

Sous l'effet des contraintes orales, les composites subissent une abrasion qui débute par une perte de matrice organique. Les charges ainsi exposées sont dans un deuxième temps éliminées sous l'action de ces mêmes agressions.

L'usure augmente avec :

- Le temps
- Les porosités
- Une occlusion iatrogène
- Le non respect des protocoles dictés par le fabricant

- **Expansion thermique**

Le coefficient d'expansion thermique de l'émail est de $11,4 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$. Les composites donnent des valeurs 2 à 6 fois supérieures.

Ce coefficient augmente avec l'élévation du pourcentage de matrice organique.

- **Retrait de polymérisation**

Le retrait de polymérisation est d'autant plus important que le composite est riche en matrice résineuse.

- **Absorption hydrique**

Les composites ont une capacité d'absorption hydrique pendant environ 15 jours après le début de leur polymérisation. Ce phénomène se traduit par une augmentation de volume, qui peut compenser la contraction de prise.

Il est souhaitable de conseiller au patient venant de bénéficier d'un collage orthodontique d'éviter de consommer pendant deux semaines des aliments ou liquides contenant des colorants alimentaires. En effet, des colorations inesthétiques peuvent apparaître et persister pendant la durée du traitement.

- **Porosité**

La porosité des composites est supérieure pour les composites chémozépolymérisables. Pour lutter contre la porosité, il est préférable d'utiliser des capsules à usage unique en respectant les protocoles fournis avec le matériau.

(2) Propriétés esthétiques

- **Couleur**

Elle se décompose en teinte, luminosité et saturation. Les modifications de couleur sont essentiellement conditionnées par l'utilisation de pigments.

- **Indice de réfraction**

La réfraction correspond à la déviation que subit un rayon lumineux en passant d'un milieu dans un autre. ²⁷

L'indice de réfraction est un rapport constant, dans un même milieu déterminé, entre le sinus de l'angle d'incidence et le sinus de l'angle de réfraction. ²⁷

- **Translucidité**

Une substance translucide laisse passer la lumière, mais il est impossible de distinguer nettement les objets à travers celle-ci. ²⁷

- **Opacité**

Un corps opaque s'oppose au passage de la lumière. ²⁷

Les propriétés esthétiques peuvent être modifiées par différents facteurs :

- Réactivité incomplète des amines
- Propriétés de surface non satisfaisantes
- Absorption des colorants et dépôts issus de la plaque bactérienne par une matrice organique hydrophile

Dans le cadre d'un collage orthodontique, les conseils d'hygiène et la coopération patient-praticien permettront de lutter contre une éventuelle diminution de l'esthétique au niveau du matériau de collage.

(3) Propriétés biologiques

La toxicité des composites pour les tissus dentaires peut être directe, c'est-à-dire inhérente au matériau, ou indirecte, c'est-à-dire causée par un non respect de la méthodologie clinique.

La toxicité directe des composites est due à la matrice résineuse.

c) Les systèmes adhésifs actuels

Degrange ¹⁴ propose une nouvelle classification des systèmes adhésifs qui fait actuellement référence. Les systèmes adhésifs actuels peuvent être divisés en deux catégories :

- Les systèmes adhésifs à mordantage préalable (etch and rinse)
- Les systèmes adhésifs automordantants (self-etch adhesives/primers)

Les systèmes adhésifs à mordantage préalable nécessitent l'utilisation d'un gel de mordantage (acide orthophosphorique à 37%). Puis le primaire d'adhésion et la résine de collage sont appliqués après rinçage du gel acide. ⁴⁷

Les systèmes adhésifs automordantants combinent en une seule étape le mordantage acide et l'application du primaire d'adhésion. Puis la résine adhésive est appliquée dans un deuxième temps. ⁴⁷

On distingue également les systèmes adhésifs à mordantage préalable en 2 ou 3 étapes et les systèmes adhésifs automordantants en 1 ou 2 étapes.

*d) Les compomères*³⁶

Ce sont des résines composites chargées de particules de verre de fluoro-aluminosilicate. On obtient à la fois une réaction acide-base initiée par l'absorption d'eau et de salive et une réaction de polymérisation. On obtient ainsi une résine composite polyacide modifiée.

Les compomères sont des matériaux présentant peu d'intérêt en pratique clinique orthodontique ; ils sont peu utilisés.

2. C.V.I. et dérivés

a) Composition et structure

Les ciments au verre ionomère ont été créés à la fin des années 60. Ils sont constitués d'une poudre et d'un liquide qui, à l'issue de leur réaction acide-base, forment un ciment.

L'acide est le liquide et la base la poudre.

(1) La base :

La formule de la poudre des C.V.I. est : $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-Na}_3\text{AlF}_6\text{-AlPO}_4$

Il s'agit d'un verre d'aluminosilicate de calcium fluoré composé principalement de :

- Poudre d'alumine : Al_2O_3
- Silice : SiO_2
- Fluorure de calcium : CaF_2

Le taux de fluorures est élevé : 10 à 23 % (pourcentage massique).

Les proportions des différents composants de la base des C.V.I. est la suivante :

(2) L'acide :

Il s'agit d'un acide polyalkéonique de type carboxylique.

La composition² de cette solution acide est :

- 54% d'eau
- 9% d'acide tartrique
- 37% de copolymère (acide acrylique et acide maléique)

(3) La réaction :

Verre (base) + polyélectrolyte (acide) → polysalt hydrogel(matrice) + silica gel (revêtement)

Au cours de cette réaction acide-base, les particules de verre sont partiellement dissoutes pendant la prise du matériau. Il en résulte une libération d'ions sodium, d'ions calcium, d'ions aluminium et d'ions silicate dans la solution.

La réaction de prise peut être décomposée en 3 étapes :

- La dissolution :

La première réaction, appelée dissolution ou de largage ionique, consiste en la dissociation des groupes carboxyl (COOH) en groupes carboxylates (COO⁻) et en ions hydrogène (H⁺).



Les ions hydrogène, chargés positivement, vont attaquer la surface des particules de verre. Il en résulte une libération d'ions calcium (Ca²⁺) et d'ions aluminium (Al³⁺) sous forme d'un complexe fluoré.

La concentration en ions aluminium croît moins rapidement que la concentration en ions calcium. Pendant que cette ionisation se produit, les chaînes polyacryliques changent de forme.

- La gélification :

Cette étape mène à la formation d'un hydrogel matriciel.

La partie la plus mobile des ions calcium va se complexer avec les groupes carboxyl créés dans la première étape pour former des polyacrylates de calcium. Des liaisons faibles se forment alors. Cette étape se traduit macroscopiquement par un début de solidification du ciment. Il est impératif, pendant cette phase, de prévenir tout risque de contamination par des liquides biologiques, ce qui conduirait à un aspect poreux et crayeux du ciment.

- Le durcissement final :

La phase de durcissement est aussi appelée phase de polysel gélifié.

Les ions Al^{3+} sont progressivement relargués par la matrice et réagissent avec les charges négatives des ions COO^- pour former des polyacrylates d' Al^{3+} . Ceci conduit à la formation d'un gel. Les liaisons sont alors fortes. Cette phase est caractérisée par une hydratation progressive de la matrice et l'accroissement des forces.

La réaction est influencée par différents facteurs :

- Température
- Rapport poudre/liquide
- Taille des particules
- Ions fluor libres
- Présence d'acide tartrique

L'état final du CVI est décrit comme un complexe composite formé de particules de verre n'ayant pas réagi et de particules de verre ayant partiellement réagi, entourées d'un gel hydraté et noyées dans une matrice polycarboxylée de calcium et d'aluminium.

b) Propriétés

(1) Temps de prise

Il varie de 6 à 8 minutes.

(2) Propriétés mécaniques et physiques

- Résistance à la compression

80 à 160 MPa

La résistance à la compression des C.V.I. augmente au cours du temps.

- Résistance à la traction

6,5 à 14 MPa

- Module d'élasticité

3,5 à 6,4 GPa

- Rigidité

La rigidité des C.V.I. est due aux particules de verre et aux liaisons ioniques entre les chaînes.

- Résistance adhésive à la traction

La résistance adhésive à la traction varie entre 1 et 3 MPa.

- Solubilité et désintégration

(3) Propriétés biologiques

La capacité des ciments au verre ionomère à relarguer du fluor les rend bactériostatiques et bactéricides.

Selon un étude de 2000 menée par Lavernhe et al. ²⁵, la migration d'ions fluor vers l'émail est un phénomène superficiel et un émail intact est plus apte à capter les ions fluor qu'un émail ayant subi un mordantage avant application du C.V.I..

c) CVI modifiés par adjonction de résine ³⁸

Ces matériaux de collage d'attaches orthodontiques sont apparus en 1994 avec la mise au point du Fuji Ortho LC. La présence de résine HEMA dans ces ciments permet de réaliser une polymérisation entraînant la prise initiale du matériau.

La composition des C.V.I.M.A.R. est la suivante :

- Verre de fluoroaminosilicate
- Copolymère d'acide acrylique et d'acide maléique
- HEMA = 2-hydroxyéthylméthacrylate
- Eau
- Camphoroquinone (photo-initiateur)
- Activateur

Le mélange poudre-liquide induit une réaction acide-base classique, identique à celle observée avec les ciments au verre ionomère conventionnels.

Deux matrices distinctes s'interpénètrent :

- Matrice résineuse : HEMA
- Matrice polyacrylate

Pour Silverman ³⁸ cité par Altounian ², la troisième réaction est représentée par l'auto-polymérisation des monomères résineux.

*d) Avantages*²⁵

- Auto adhésion à la dentine et à l'émail
- Libération de fluor
- Coefficient d'expansion thermique similaire à celui de la dentine
- Réaction de prise non exothermique
- Biocompatibilité
- Nombreuses applications cliniques

*e) Limites*²⁵

- Auto adhésion à la dentine et à l'émail
- Libération de fluor
- Coefficient d'expansion thermique similaire à celui de la dentine
- Réaction de prise non exothermique
- Biocompatibilité
- Nombreuses applications cliniques

*f) Protocoles*²

La poudre et le liquide sont déposés sur une plaque à spatuler en respectant un rapport poudre/liquide de 3,3/1 à 3,4/1.

La poudre est divisée en deux parties égales à l'aide d'une spatule à ciment. La première moitié sera incorporée au liquide, puis la seconde sera spatulée avec le mélange poudre/liquide initial.

La phase de spatulation du ciment doit varier entre 30 et 60 secondes.

Les C.V.I. conditionnés en capsules sont classiquement triturés pendant 10 secondes dans un appareil prévu à cet effet.

Le temps de prise des ciments au verre ionomère classiques est en moyenne de 2 minutes à 23°C ; il est donc impératif d'utiliser ce ciment immédiatement après spatulation ou trituration. Le temps de travail peut être allongé en utilisant une plaque de spatulation froide, mais les propriétés du C.V.I. seront alors diminuées.

Le temps de prise initiale est d'environ 7 minutes.

Les C.V.I. sont sensibles à la contamination par l'humidité. Il est donc nécessaire d'isoler les dents des liquides (eau, salive, fluide gingival, sang).

II. Les modifications de l'émail par le collage orthodontique étape par étape

A. Lors de la préparation des dents

La préparation de la surface amélaire est une étape indispensable avant tout collage orthodontique.

Elle consiste en une élimination des éléments présents à la surface des dents qui pourraient interférer avec le collage, puis en un traitement spécifique de la surface nettoyée en fonction du matériau de collage utilisé. L'acide orthophosphorique à 37% est utilisé avant collage par un composite et l'acide polyacrylique avant collage aux C.V.I..

1. Nettoyage par brosette / cupule et pâte abrasive

L'intérêt du nettoyage prophylactique de la surface amélaire avant collage est double :

- Élimination de la pellicule d'émail organique superficiel
- Élimination de la plaque dentaire

De nombreux auteurs ont travaillé sur l'influence du nettoyage amélaire préalable au collage orthodontique avec de la ponce appliquée à l'aide d'une brosette montée sur contre-angle.

Selon une étude de Pus et al.³³ en 1980, la perte d'émail lors de cette étape est de :

- 10,7 micromètres avec une brosette
- 5 micromètres avec une cupule en caoutchouc

Une étude menée par Thompson et al.⁴⁵ en 1981 a permis de quantifier la perte amélaire :

- 14,38 micromètres avec une brosette
- 6,90 micromètres avec une cupule en caoutchouc

La perte de substance amélaire serait due davantage au type d'instrument utilisé pour le nettoyage (brossette vs cupule) qu'à la pâte abrasive utilisée.⁴⁵

Notons également que l'utilisation de ponce induit la formation de stries à la surface de l'émail.²

Une étude réalisée par Brannström et al.⁷ en 1978, basée sur l'observation en microscopie électronique à balayage d'échantillons ayant été soumis à différentes méthodes de préparation de la surface amélaire avant collage orthodontique, a montré que les prétraitements mécaniques, en comparaison à un simple nettoyage prophylactique, n'améliorent pas de manière significative l'effet de l'agent de mordançage. De même, les prétraitements amélaire avant mordançage consistant en l'application de solvants organiques comme l'hypochlorite de sodium de 8% à 12% n'apportent pas d'amélioration sur l'efficacité de l'agent de mordançage. L'utilisation, avant mordançage, de vernis fluorés n'entraîne pas d'effets négatifs sur les résultats du mordançage.

Dans une étude réalisée en 1997 comparant un groupe de dents ayant subi un nettoyage prophylactique avant mordançage et un groupe de dents n'ayant pas subi de prétraitement, Lindauer et al.²⁸ n'observent aucune différence entre les deux groupes à l'issue de tests d'adhérence in vitro. Des essais cliniques réalisés parallèlement montrent des taux de décollement accidentels identiques pour les deux groupes. Enfin, en microscopie électronique à balayage, le groupe avec prétraitement montre des stries au niveau amélaire, alors que le groupe n'ayant pas été soumis à un nettoyage prophylactique présente des résidus de plaque. Lindauer et al recommandent de maintenir cette procédure de nettoyage préalable des surfaces amélaire avant collage orthodontiques afin d'éliminer les accumulations de plaque bactérienne avant mordançage.

Canay et al.¹¹, dans une étude de 2000, rapportent des valeurs d'adhérence de 69,78+/-14,87 N pour des dents ayant subi un nettoyage prophylactique (avec une pâte prophylactique fine sans fluor) avant mordançage et collage et des valeurs de 62,72+/-11,44 N pour des dents mordancées et collées sans nettoyage prophylactique. L'étape de nettoyage prophylactique n'entraîne donc pas de différence significative d'adhérence.

2. Traitement de surface

Il existe deux types de traitements de surface amélaire avant collage, selon le type de matériau de collage utilisé.

Le mordançage acide est utilisé lors du collage avec un système adhésif, cette étape pouvant être réalisée avant application du système adhésif (à mordançage préalable) ou intégrée à l'application du système adhésif (automordançant).

Le traitement de surface à l'acide polyacrylique est utilisé avant collage à l'aide de ciments au verre ionomère modifiés par adjonction de résine.

L'utilisation de systèmes d'air-abrasion pour le traitement de surface avant collage orthodontique ne permet pas d'obtenir une adhérence suffisante.¹¹

a) Mordançage acide avant collage

L'objectif du mordançage acide est de créer des microanfractuosités superficielles en dissociant les prismes d'émail. L'acide permet la dissolution de l'hydroxyapatite entraînant la déminéralisation de la couche amélaire la plus superficielle. La formation de brides résineuses autorise un ancrage micromécanique participant à l'adhérence en augmentant l'énergie de surface.

Il existe différents types de mordançages en fonction :

- Du type de dent
- Des régions sur la surface amélaire
- De la concentration en acide de l'agent de mordançage
- Du temps d'application de l'agent de mordançage
- Des prétraitements effectués avant mordançage

La perte d'émail induite par le mordançage acide dépend : ³⁵

- Du type d'acide utilisé
- De sa constante de dissociation
- De sa concentration
- De sa durée de contact avec l'émail.

Une étude de 1978 réalisée par Soetopo et al. ⁴² décrit des variations significatives d'adhérence à l'émail mordancé à l'acide orthophosphorique en fonction de différentes concentrations en acide.

Les études qui suivent ces travaux de Soetopo et al. ne montreront pas de relations significatives entre adhérence et concentration en acide orthophosphorique.

Selon d'autres travaux réalisés par Diedrich et al. ¹⁶ en 1981, des pertes amélaire de 10 micromètres à 170 micromètres ont été mesurées.

Selon une étude menée par Barkmeier et al. ⁴ en 1986, la profondeur amélaire concernée par le mordançage à l'acide orthophosphorique varie de 5 à 50 micromètres en faisant varier le temps d'application de 15 à 60 secondes.

Une étude menée en 1990 par Legler et al.²⁶ a pour objectif de comparer la profondeur d'émail concernée par 9 techniques de mordantage total différentes, les variables étant d'une part la durée d'application (15, 30, et 60 secondes) et d'autre part la concentration en acide orthophosphorique (37%, 15%, 5%). Il existe une corrélation significative entre la profondeur calculée par profilométrie de surface et la profondeur mesurée après dosage du calcium dans la solution de mordantage. Les profondeurs varient de 27,1 micromètres pour un mordantage à l'acide orthophosphorique à 37% pendant 60 secondes, à 3,5 micromètres pour un mordantage à l'acide orthophosphorique à 5% pendant 15 secondes. En utilisant l'acide orthophosphorique à 37%, avec une durée d'application comprise entre 15 et 30 secondes par dent, la perte d'émail varie de 8,8 micromètres à 16,4 micromètres.

Carstensen et al.¹³ permettent, par une étude in vitro de 1995, de confirmer qu'il n'existe pas de relation significative entre l'adhérence et la concentration en acide orthophosphorique (dans cette étude, les concentrations utilisées varient de 2% à 37%).

La même équipe, lors de travaux¹² réalisés en 1993, montre que cliniquement, des valeurs d'adhérence satisfaisantes sont obtenues par un mordantage à l'acide orthophosphorique à 2%.

Une étude de Shinci et al.³⁷ réalisée en 2000 a pour objectif de déterminer la relation entre la profondeur de pénétration et l'adhérence d'une résine photopolymérisable appliquée sur un émail mordancé et l'efficacité des agents mordancants à des concentrations d'acide orthophosphorique variant de 3 % à 65 %. Les différences d'adhérence de la résine appliquée sur l'émail mordancé ne sont pas significatives entre les échantillons mordancés par les différentes concentrations d'acide orthophosphorique. En revanche, la profondeur des cordons de résine varie significativement :

Profondeur des cordons de résine en micromètres	Concentration en acide orthophosphorique
22	35%
12	20%
9	5%, 10%, 65%
5	3%

La profondeur de pénétration de la résine a peu d'influence sur l'adhérence. Le paramètre important est la capacité de la résine à investir les espaces entre les cristaux d'émail. Des résultats satisfaisants peuvent être obtenus même avec des concentrations inférieures à 10 %. L'utilisation de concentrations en acide orthophosphorique inférieures à celles classiquement employées pourrait réduire les effets indésirables au niveau du substrat amélaire en diminuant l'agressivité du mordantage total.³⁷

b) Systèmes adhésifs automordants

L'utilisation plus récente de systèmes adhésifs automordants, proposée par Degrange en 1999 pour le collage des attaches orthodontiques, a conduit à des tests comparant les pertes d'émail entre système à mordantage total et système automordant. Leur principe se base sur la simultanéité de la déminéralisation amélaire et de la pénétration de résine dans le substrat.

Hosein et al.²² en 2004 montre que le traitement de surface amélaire par un mordantage acide total entraîne davantage de pertes d'émail qu'en utilisant le Transbond Plus self-etching primer. En effet, elle reporte une perte amélaire comprise entre 0,03 et 0,74 micromètres avec ce système adhésif automordant, et une perte amélaire de 1,11 à 4,57 micromètres en utilisant un mordantage préalable.

Dans une étude de 2007 réalisée par Tufekci et al. ⁴⁶, il n'apparaît aucune différence significative d'adhérence entre les échantillons préparés avec mordantage total et ceux préparés avec un système adhésif automordançant. L'efficacité des adhésifs automordançants utilisés pour le collage des attaches orthodontiques est donc validée par cette étude.

Les avantages des systèmes adhésifs automordançants, comparés aux systèmes adhésifs à mordantage préalable, sont selon Akinin ¹ en 1996 :

- Meilleur respect de l'intégrité amélaire
- Diminution du risque de rupture cohésive dans l'émail

La fréquence des décollements à l'interface émail-adhésif est augmentée, ce qui facilite l'élimination de colle et le nettoyage.

c) Traitement de surface à l'acide polyacrylique avant collage au C.V.I. / C.V.I.M.A.R.

Les ciments au verre-ionomère modifiés par adjonction de résine constituent une alternative intéressante aux composites de collage orthodontique.

Pour Attal ³ et al en 1999, l'action de l'acide polyacrylique permet :

- La dépollution de la surface amélaire
- L'activation de son énergie superficielle
- La facilitation de l'étalement du C.V.I.M.A.R. qui contient la même molécule (acide polyacrylique adsorbé au niveau de l'émail, persistant même après rinçage)

L'utilisation préalable d'acide polyacrylique lors du collage au moyen de ciments au verre-ionomère n'est cependant pas recommandée par tous les auteurs.

Silverman ^{39,40} et al. s'opposent à son utilisation.

Néanmoins, Gaworski et al.¹⁷ préconisent un prétraitement à l'acide polyacrylique après une étude in-vivo sur le taux de décollement d'attaches orthodontiques en utilisant un C.V.I.M.A.R sans prétraitement. Le taux de décollement dans ces conditions atteint 24,8%.

Ces résultats ont été confirmés par Hitmi et al.²¹ en 2002 qui obtient des valeurs d'adhérence de 20MPa avec traitement préalable à l'acide polyacrylique et de 10MPa sans prétraitement.

Le traitement à l'acide polyacrylique ne doit pas être comparé à un mordantage car il ne crée pas de microanfractuosités amélares responsables en partie de l'adhérence à l'émail. Ce traitement préalable n'entraîne pas de perte amélaire. L'explication proposée par Hitmi et al.²¹ serait en faveur d'une modification chimique de la surface amélaire favorisant l'adhésion des C.V.I.M.A.R. .

Bishara et al.⁵, dans une étude de 1998 comparant un C.V.I.M.A.R. photopolymérisable (Fuji Ortho LC (GC AMERICA Inc.)) et un composite de collage orthodontique photopolymérisable (Transbond (Unitek/3M)), concluent qu'en réalisant un conditionnement à l'acide polyacrylique, même s'il existe une contamination salivaire ou aqueuse avant collage, le Fuji Ortho LC permet une adhérence comparable au composite de collage Transbond. En revanche, il existe une différence significative entre les groupes non mordancés (Fuji Ortho LC : 5,8+/-2,4MPa et Transbond : 3,5+/-2,9MPa) et les groupes ayant subi un mordantage à l'acide orthophosphorique à 37% pour le Transbond (7,2+ /-3,1MPa) ou un conditionnement à l'acide polyacrylique pour le Fuji Ortho LC (7,3+/-1,9MPa avec contamination salivaire et 8,1+/-2,8MPa avec contamination salivaire). Les valeurs d'adhérence obtenues pour le C.V.I.M.A.R. sans conditionnement préalable ne sont pas suffisantes pour résister aux forces des mécaniques orthodontiques.

Cacciafesta et al.^{9, 10}, en 1998 et en 1999, préconisent l'utilisation du C.V.I.M.A.R. Fuji Ortho chémo-polymérisable sans conditionnement préalable de la surface amélaire.

Sorel et al. ⁴³, dans une étude de 2000 concernant les altérations amélares après décollement d'attaches orthodontiques collées au verre ionomère modifié (Fuji Ortho Photopolymérisable), concluent que la préparation de l'émail n'est pas nécessaire avant collage.

Les résultats concernant l'influence du traitement de surface amélaire à l'acide polyacrylique sur l'adhérence sont reportés dans le tableau ci-dessous :

Auteur et référence	Adhérence sur émail non-conditionné	Adhérence sur émail conditionné	Pourcentage de variation de l'adhérence
JOBALIA et al. 1996 ²³	11,67 MPa	14,38 Mpa	+23%
CACCIAFESTA et al. 1997 ⁸	12,07 MPa	28,17 MPa	+133%
LIPPITZ et al. 1998 ²⁹	5,9 MPa	16,8 MPa	+ 184 %
ZIMMERMAN et al. 1998 ⁵³	11,07 MPa	13,9 MPa	+19%
COHEN et al. 1998 ¹³	5,9 MPa	7,8 MPa	+31%
BISHARA et al. 1998 ⁵	3,5 MPa	8,1 MPa	+125%

C. Lors du port du dispositif orthodontique

1. Rétention de plaque et déminéralisations

Les appareillages orthodontiques rendent le contrôle de plaque délicat, à cause de la rétention de plaque au niveau des attaches orthodontiques, des arcs et des ligatures. Il en résulte des déminéralisations rapides au niveau du substrat amélaire.

Lors du port d'un dispositif orthodontique, une rétention accrue de plaque est observée au niveau des faces gingivales des brackets. La diminution de l'efficacité du brossage, du flux salivaire et de la mastication est en faveur de l'accumulation de plaque responsable de déminéralisations.¹⁸

Smales et al.⁴¹ ont prouvé en 1981 que l'accumulation de plaque bactérienne était plus importante au niveau des résines qu'au niveau de l'émail.

La présence de plaque perturbe l'équilibre déminéralisation/reminéralisation et entraîne l'apparition de déminéralisations amélares appelées white spots.

L'incidence des déminéralisations varie avec l'âge des patients : 51,61% des adolescents ayant participé à une étude menée en 2002 par Kukleva et al.²⁴ présentaient des zones de déminéralisation amélares vestibulaires après dépose des brackets (contre 6,92% de déminéralisations pour le groupe d'adultes jeunes).

2. Décollements accidentels ⁴⁴

Les décollements accidentels nous conduisent à réaliser une deuxième fois un collage. La répétition des traitements amélaire nécessaires au collage induit une modification supplémentaire du substrat.

Les décollements peuvent se produire à différents niveaux :

- A la surface de l'émail
- A l'intérieur de l'adhésif
- Au niveau du bracket

Nous pouvons rencontrer des décollements intéressant une combinaison des différentes zones précitées.

Les échecs d'adhérence sont responsables d'un décollement situé à la surface de l'émail. Ce sont les échecs les plus fréquemment rencontrés. Ils résultent d'une liaison inadéquate au niveau de l'émail. La contamination salivaire lors de la mise en place des attaches orthodontiques est cause la plus fréquente de ces échecs d'adhésion. Ce type d'échec est plus fréquemment rencontré chez les patients dont les attaches orthodontiques ont été collées avec des systèmes adhésifs automordançants ou avec des C.V.I. .

Les échecs de cohésion sont responsables d'un décollement situé à la surface de l'attache orthodontique. Les causes les plus fréquentes sont :

- Occlusion du patient
- Déplacement du bracket dans les phases initiales de la polymérisation ou de la réaction de prise du matériau de collage
- Forces excessives pendant le durcissement du matériau

Il est donc nécessaire pour éviter ces échecs de travailler à l'abri de la salive et de contrôler la mise en charge des attaches : nous veillerons à utiliser des forces très légères et des

ligatures élastomériques pour la mise en place des arcs lors de la première séance (séance de collage).

D. Lors du décollement intentionnel des attaches

Le décollement cohésif ⁴⁴ est recherché lors de la dépose intentionnelle du bracket afin d'éviter d'exercer des forces iatrogènes sur le substrat amélaire. Ainsi, lors de la dépose des attaches orthodontiques, notre objectif est de retrouver le matériau de collage sur l'émail, la zone de décollement étant située à l'interface bracket-matériau de collage.

1. Conséquences au niveau de l'émail

Lors de la dépose des attaches, plusieurs types de dommages peuvent survenir. Ces conséquences apparaissent lorsque la zone de rupture est située à l'interface émail-matériau ou au niveau de l'émail.

a) Les craquelures ou cracks amélares

Les lésions les moins spectaculaires sont les craquelures ou cracks amélares. Les craquelures sont également retrouvées chez des patients n'ayant pas bénéficié d'un traitement orthodontique. En effet, les craquelures peuvent être induites par des chocs thermiques lors de l'alimentation. Il est important lors de l'examen clinique de dépister les craquelures, d'en informer le patient et éventuellement de prendre des clichés photographiques les mettant en évidence, afin de s'assurer qu'elles ne sont pas dues au décollement. ⁵¹

b) Les fractures amélares

Des fractures amélares peuvent être dues au décollement orthodontique. Selon Viazis et al. en 1990, ces fractures peuvent être modérées ou atteindre la jonction amélo-dentinaire.⁴⁸

Deux études montrent qu'une des conséquences de la dépose des attaches est l'arrachement de prismes amélares.^{34, 50}

Dans une étude de Habibi et al en 2007, les risques de dommages amélares lors du décollement des attaches orthodontiques ne sont pas significativement différents entre brackets en métal et brackets en céramique.¹⁷

2. Techniques de dépose des attaches orthodontiques

a) Méthodes recommandées

Selon Swartz et al.⁴⁴ en 2008, les protocoles de décollement sont différents selon les types d'attaches :

- Brackets métalliques biplots : décollement par déformation de la base en exerçant une pression tendant à rapprocher les plots.
- Brackets métalliques monplots, tubes, boutons vestibulaires, brackets autoligaturants : décollement par pelage en insérant un mors d'une pince coupante au niveau du matériau de collage, et l'autre mors au-dessus de l'attache. Une légère pression sur la pince, sans mouvement de torsion, permet de décoller l'attache sans risque pour l'émail.
- Brackets en plastique : décollement en insérant une pince coupante à la base du bracket pour le déformer.

- Brackets en céramique : décollement soit en utilisant un matériel et une technique donnée par le fabricant, soit en écrasant et en meulant le bracket à l'aide d'une fraise. Le caractère cassant et la rigidité de ce type de brackets rend le décollement délicat.

Pour Zarrinnia et al.⁵², dans une étude de 1995, le protocole suivant doit être adopté pour le décollement des attaches orthodontiques:

- Eviction du bracket à l'aide d'une pince à déposer les brackets, afin de créer un trait de fracture à l'interface bracket-matériau de collage

b) Autres méthodes¹

Il existe d'autres techniques de dépose des attaches orthodontiques, peu utilisées par les orthodontistes :

- Dépose électrothermique

Elle consiste en l'application de chaleur au niveau de l'interface bracket-système adhésif qui va modifier les propriétés physiques du matériau.

- Avantages
 - Pas d'atteinte pulpaire
 - Pas de déformation de l'attache
 - Temps de dépose comparable à l'utilisation de pinces à déposer les attaches
- Inconvénients
 - Apparition de craquelures dues au choc thermique
 - Douleurs

- Dépose au L.A.S.E.R.

Elle consiste en une dépose par illumination de l'attache par le L.A.S.E.R. (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation).

- Avantage
 - Risques de lésions amélares diminués par rapport à une dépose à l'aide de pinces en raison des forces très faibles
- Inconvénients
 - Risque d'élévation de la température pulpaire
 - Apparition de craquelures dues au choc thermique

- Dépose aux ultrasons

- Avantages
 - Force appliquée faible
 - Rupture située à l'interface attache – matériau de collage
- Inconvénients
 - Onéreuse
 - Risque de sensibilités dentinaires

E. Lors des étapes de finition et de polissage

1. Pertes d'émail

Lors du nettoyage amélaire après décollement avec une fraise en carbure de tungstène à haute vitesse, avec une fraise en carbure de tungstène à basse vitesse, avec une pince à déposer les attaches ou avec un insert à ultrasons, une quantité plus importante d'émail est éliminée lorsque le collage a été réalisé avec un système à mordantage total que lorsqu'il a été réalisé avec un système adhésif automordant. ²²

Au sein de chacun des deux groupes étudiés, la perte d'émail la plus élevée est causée par l'utilisation de fraises en carbure de tungstène à haute vitesse ou par l'utilisation d'inserts ultrasonores. La perte d'émail la plus faible a été obtenue avec des fraises en carbure de tungstène à basse vitesse ou avec des pinces à déposer les brackets. Cependant les résidus d'adhésif étaient plus importants après utilisation des pinces à déposer les attaches orthodontiques.

D'une manière générale, Hosein et al.²² concluent que les plus faibles pertes amélaire sont permises par l'utilisation d'un système adhésif contenant un primaire automordant pour le collage et de fraises en carbure de tungstène à basse vitesse pour les finitions après décollement.

Pour Zarrinnia et al.⁵², dans une étude de 1995, le protocole suivant doit être adopté pour les finitions :

- Suppression de la majeure partie du matériau de collage avec une fraise à finitions en carbure de tungstène à haute vitesse (200000 rpm) sous spray
- Suppression du matériau restant et de la couche de surface amélaire avec des disques Sof-Lex à 10000 rpm sous spray, de granulométrie décroissante (medium, puis fine, puis superfine)
- Finitions avec une cupule en caoutchouc et une pâte prophylactique (Zircate)

2. Rugosité superficielle

Il est illusoire d'espérer obtenir une surface amélaire présentant une rugosité comparable à la rugosité initiale. Des imperfections persistent après polissage, mais elles seront atténuées par l'usure dentaire.¹

3. Zones de déminéralisation

L'émail est en permanence soumis à des processus de déminéralisation / reminéralisation en milieu oral. L'émail doit être débarrassé de la résine pour être concerné par ce phénomène.

Aknin et al.¹ confrontent des études aux conclusions contradictoires :

- « L'émail mordancé non recouvert de résine [est] capable de se reminéraliser et les caractéristiques de l'émail [redeviennent] normales dans un délai de 48 à 96 heures. » selon Silverstone, Albert et Grenoble cités par Aknin¹. La reminéralisation complète de l'émail serait visible par diminution de son opacité et restitution de sa brillance et de sa transparence selon Diedrich¹⁶.
- Selon Aknin¹, aucune preuve micromorphologique ne valide ces résultats cliniques. Après 4 mois, l'émail ne serait pas totalement reminéralisé.

4. Résidus de matériau de collage ayant pénétré dans l'émail

Lors du décollement des attaches orthodontiques, les résidus de matériau de collage sont plus importants avec des systèmes adhésifs à mordantage total, qu'avec des systèmes adhésifs automordançants.²²

5. Colorations amélares

Des dyschromies inesthétiques par vieillissement de la résine ayant pénétré dans les espaces interprismatiques ont été décrites.

Cependant, l'usure en milieu oral permet l'élimination rapide des résidus persistants d'adhésifs peu ou non chargés.¹

III. Essai expérimental : évaluation in vitro d'un système adhésif orthodontique à mordantage préalable : Unitek Transbond XT – 3M

A. Objet de l'étude

Le collage d'attaches orthodontiques est une étape indispensable pour la majorité des thérapeutiques d'orthopédie dento-faciale. Il s'agit d'un collage transitoire dont l'objectif est à la fois de résister aux forces appliquées sur l'interface par l'environnement oral et les forces orthodontiques contenues dans les arcs, et de permettre de restituer un substrat amélaire comparable après traitement à son état initial.

L'utilisation de composites de collage est largement répandue en orthodontie pour le collage des brackets. L'Unitek Transbond XT – 3M est un système adhésif à mordantage total.

Peut-on mettre en évidence des modifications amélaire avant et après le collage d'attaches orthodontiques ?

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'état de surface amélaire avant et après collage de brackets à l'aide de l'Unitek Transbond XT – 3M, les échantillons ayant subi un vieillissement accéléré. Les méthodes choisies pour cette évaluation sont l'étude de la mouillabilité par mesure de l'angle de contact entre l'échantillon et une goutte d'eau, la spectrométrie infrarouge à transformée de Fourier, la microscopie optique, la microscopie électronique à balayage et la microscopie environnementale.

B. Matériel et méthodes

La mouillabilité du substrat amélaire est mesurée par la méthode de l'angle de contact. La présence de matériau de collage et des principaux constituants de l'émail est évaluée par I.R.T.F. . L'état de surface amélaire des échantillons est analysé par microscopie optique et par microscopie environnementale.

1. Préparation des échantillons

Quinze troisièmes molaires humaines saines extraites pour pathologie de l'évolution sont collectées. Les échantillons sont conservés dans de la chloramine à 1%.

Avant les mesures et les étapes de collage, les dents sont rincées abondamment avec de l'eau.

Le système adhésif utilisé est l'Unitek Transbond™ XT 3M – Système adhésif photopolymérisable avec mordantage préalable. (Référence 712-035. Lot 8CB/8EY)

2. Collage des brackets sur l'émail

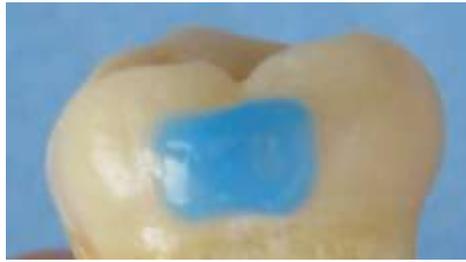
Chaque dent est nettoyée à l'aide d'une pâte à poncer non grasse (Zircate Prophy Paste, Dentsply) avec une cupule en caoutchouc montée sur contre-angle, puis rincée à l'eau pendant 60 secondes et séchée soigneusement à l'air sec et non gras.

L'émail est mordancé à l'aide d'un gel de mordantage (Conditioner 36 – De Trey Lot 6 Référence 37.211).

Dans un but de standardisation, nous avons réalisé un guide d'application du gel de mordantage correspondant à la surface de la base du bracket (3mmx4mm).

Ce guide est positionné à 2mm du collet anatomique de la dent, centré mésio-distalement sur la face vestibulaire de la dent.

Le gel de mordantage est appliqué sur chaque dent pendant 30 secondes, puis les dents sont rincées à l'eau et séchées à l'air sec et non gras.



Photographie 3a : Gel de mordantage appliqué sur l'échantillon à l'aide d'un guide

Photographie 3b : Gel de mordantage conditionné en seringue

Nous procédons ensuite à l'application de l'adhésif associé à la résine adhésive (one-bottle), puis au séchage soigneux de la dent à l'air sec et non gras. Cette application est réalisée en respectant les instructions du fabricant : application en une fine couche sur la surface de la dent concernée par le collage.



Photographie 4 : Adhésif Unitek Transbond XT-3M

Les attaches orthodontiques sont collées sur chaque dent au niveau de la zone préparée. Une petite quantité de composite de collage conditionné en seringue a été appliquée sur la base de l'attache. Le bracket est positionné immédiatement sur chaque dent à l'aide d'une précelle à brackets.



Photographie 5 : précelle à attaches orthodontiques avec bracket métallique

Une pression ferme est appliquée sur l'attache, suivie du retrait délicat de l'adhésif en excès autour de la base de l'attache en veillant à ne pas modifier la position de l'attache.

Enfin, nous procédons à une photopolymérisation pendant 10 secondes en mésial et 10 secondes en distal de l'attache en plaçant la source lumineuse à 5 mm environ du bord interproximal.

3. Thermocyclage

Les échantillons sur lesquels nous avons collé les attaches orthodontiques sont soumis à un vieillissement accéléré par thermocyclage.

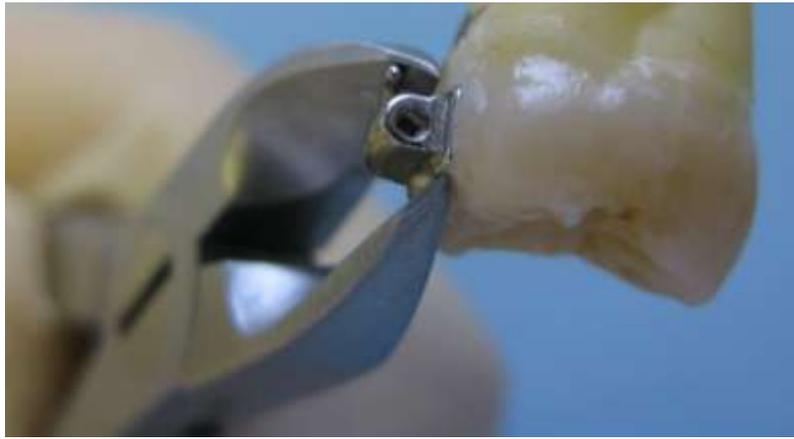
Le dispositif est composé de deux bacs contenant de l'eau à 55°C pour le bac 1 et de l'eau à 5°C pour le bac 2. Chaque cycle de thermocyclage dure 30 secondes et comprend une immersion de 10 secondes dans les bacs à température de 55°C et de 5°C, avec une durée de passage de 5 secondes de l'un à l'autre.

3500 cycles sont effectués.

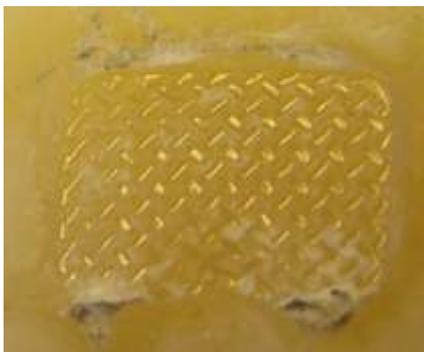
4. Décollement des attaches

Le décollement des tubes molaires est réalisé en insérant un mors d'une pince à couper les arcs au niveau de l'interface de collage et l'autre mors sur le tube molaire.

Une pression légère est appliquée pour obtenir le décollement du bracket.



Photographie 6 : Positionnement des mors d'une pince coupante pour décoller un tube molaire (attache orthodontique sans ailettes)



Photographie 7a : Surface amélaire avec composite de collage après décollement



Photographie 7b : Base de l'attache métallique décollée

5. Polissage et finition

Après décollement, l'excès de matériau de collage a été éliminé à l'aide d'une fraise en carbure de tungstène à basse vitesse.

Les finitions sont réalisées à l'aide d'une cupule en caoutchouc montée sur contre-angle avec une pâte abrasive (Zircate Prophy Paste, Dentsply).

6. Etude de la mouillabilité du substrat amélaire par mesure de l'angle de contact

L'étude de la mouillabilité par mesure de l'angle de contact appliquée au substrat amélaire a été validée en 1982 par une étude de De Jong¹⁵ et al.

a) Protocole

Chaque échantillon est rincé soigneusement à l'eau, séché avant de réaliser les mesures, puis déposé sur la table porte-échantillon du dispositif de mesure. L'appareil DIGIDROP (produit GBX, modèle d'angle de contact assisté par analyse d'image relié à un ordinateur (Silicon Graphic) est utilisé dans une salle maintenue à 25°C. Le DIGIDROP permet une mesure directe de l'angle de contact, latéralement, et ne nécessite aucun calcul. Les valeurs obtenues indirectement nécessitent des calculs après mesure de l'angle de contact perpendiculairement à la surface de contact impliquent que l'on pose une hypothèse sur la forme de la goutte d'eau. L'utilisation de la valeur mesurée directement par le DIGIDROP permet d'éliminer la source d'erreur liée au calcul nécessaire à la technique indirecte.



Photographies 8a et 8b : DIGIDROP (produit GBX, modèle d'angle de contact assisté par analyse d'image relié à un ordinateur (Silicon Graphic))

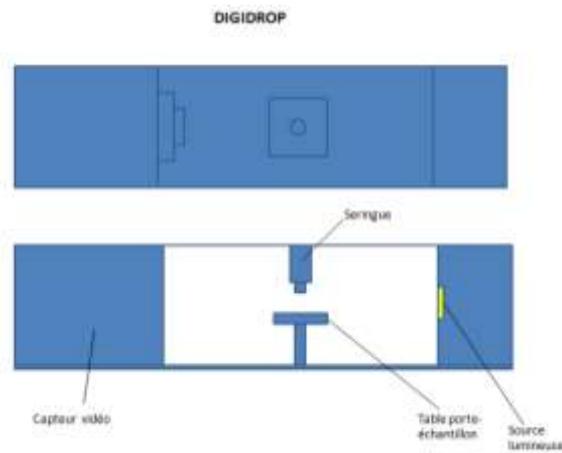
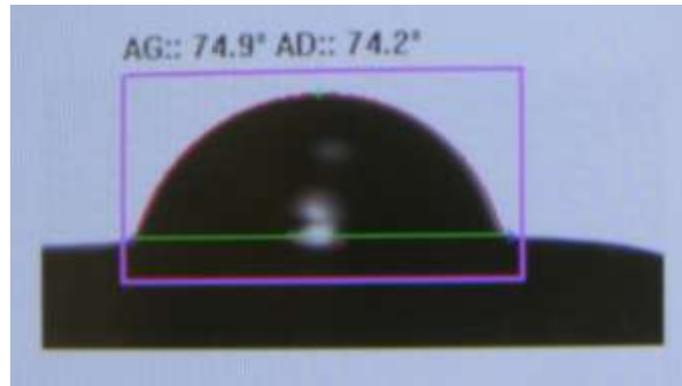


Schéma 1 : Dispositif de mesure d'angle de contact DIGIDROP

Une goutte d'eau pure de 2 microlitres, filtrée et purifiée est déposée à l'aide d'une seringue graduée (2 microlitres correspondent à 6 graduations) faisant partie de l'appareil de mesure, sur la face vestibulaire de chaque échantillon. Les mesures de l'angle de contact formé entre cette goutte et la surface amélaire sont recueillies par le capteur vidéo relié à un ordinateur du Digidrop.

Les mesures de l'angle de contact pour chaque échantillon sont réalisées pendant une période de 180 secondes, avec des intervalles de 4 secondes, ce qui nous permet d'obtenir 46 mesures par dent.



Photographie 9 : Mesure de l'angle de contact entre une goutte d'eau et un échantillon par le dispositif de mesure d'angle de contact DIGIDROP

Ces mesures sont réalisées sur les échantillons avant collage, puis sur les échantillons après collage, thermocyclage, décollement et finitions.

b) Plan d'analyse

Nous réalisons dans un premier temps une analyse descriptive.

Puis dans un deuxième temps, nous réalisons des tests statistiques. Le test ANOVA a pour objectif d'évaluer l'homogénéité des échantillons. Le test t de Student permet dans le cadre de cette étude de mettre en évidence une différence significative concernant les mesures sur les échantillons avant collage et sur les échantillons après collage, thermocyclage, décollement et finitions.

(Le logiciel d'analyse statistique utilisé est SYSTAT 10.5)

7. Etude de certains constituants de l'émail et de la présence de résine par I.R.T.F.

La spectrométrie infrarouge à transformée de Fourier a été utilisée pour évaluer les altérations de surface amélaire par traitement au peroxyde d'hydrogène par Bistey⁶ et al. Cette équipe conclut que l'IRTF est une méthode permettant de mesurer les modifications de l'émail.

Dans le cadre de notre étude, nous proposons d'utiliser l'IRTF pour mettre en évidence les modifications amélaire par le collage en orthodontie.

Les mesures ont été réalisées grâce à un spectromètre infrarouge Mattson Genesis (Thermoelectron France, Courtaboeuf, France) et un porte-échantillon Golden Gate (Reflex, Ridgewood, New Jersey, USA).

Les mesures effectuées par réflexion ne dépendent pas de la quantité du produit testé à la différence de la transmission (dans du KBr). Dans le cadre de cette étude, la méthode par réflexion a été retenue.

Deux étapes successives permettent d'obtenir un tracé de spectres :

- La première étape permet de détecter la référence ou background en ne plaçant aucun échantillon dans la cuve. C'est l'intensité incidente de référence. Le spectre obtenu correspond au tracé de l'intensité énergétique reçue par le détecteur en fonction du nombre d'onde.
- La seconde étape correspond à la mesure réalisée en plaçant l'échantillon dans la cuve. Le spectre obtenu correspond au tracé de l'intensité énergétique reçue par le détecteur en fonction du nombre d'onde, mais on parle dans cette étape d'intensité transmise $f(\sigma)$. Le spectre du produit testé est alors obtenu.

La surface dentaire sélectionnée est rincée à l'eau et séchée. Nous réalisons un prélèvement de la surface amélaire intacte et de la surface amélaire après collage, thermocyclage, décollement et finitions pour réaliser une poudre.

La poudre est déposée sur le diamant porte-échantillon et nous appliquons une pression de 100cN.m .

Deux mesures sont effectuées pour chaque échantillon avant collage puis après collage, thermocyclage, décollement et finitions.

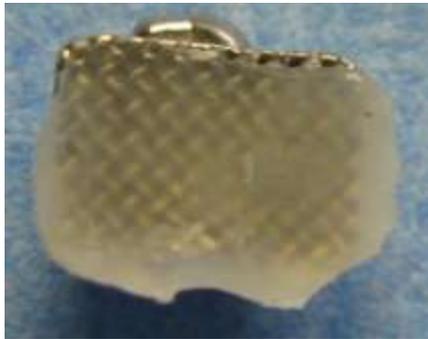
C. Résultats

1. Examen des échantillons après décollement

La surface amélaire et la base du bracket décollé sont examinées pour chaque échantillon.

Nous pouvons à l'issue de cette observation classer les échantillons en 3 groupes :

- Echantillon 3 : cet échantillon présente un décollement à l'interface email – matériau de collage.



Photographie 10a : Base d'une attache orthodontique après décollement à l'interface email – matériau de collage.

Photographie 10b : Surface amélaire après décollement à l'interface email – matériau de collage.

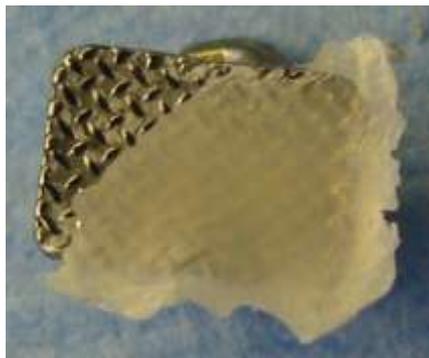
- Echantillons 2, 5, 10, 11, 13 : ces échantillons présentent un décollement à l'interface matériau de collage – bracket.



Photographie 11a : Base d'une attache orthodontique après décollement à l'interface matériau de collage – bracket

Photographie 11b : Surface amélaire après décollement à l'interface matériau de collage – bracket

- Echantillons 1, 4, 6, 7, 8, 9, 12, 15 : ces échantillons présentent un décollement concernant à la fois l'interface matériau de collage – bracket et l'interface émail – matériau de collage en fonction des zones de la surface de collage.



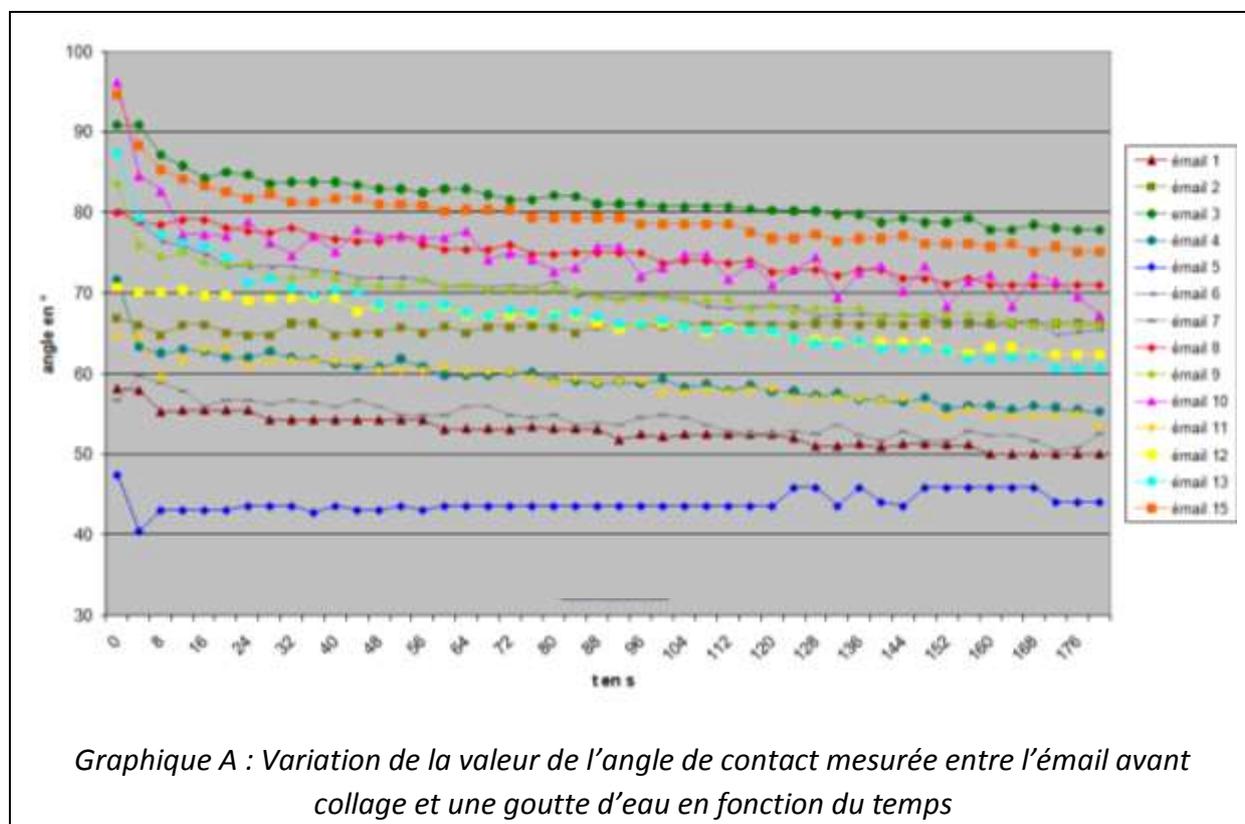
Photographie 12a : Base d'une attache orthodontique après décollement concernant les interfaces émail – bracket et matériau de collage - bracket

Photographie 12b : Surface amélaire après décollement concernant les interfaces émail – bracket et matériau de collage – bracket

2. Etude de la mouillabilité du substrat amélaire par mesure de l'angle de contact

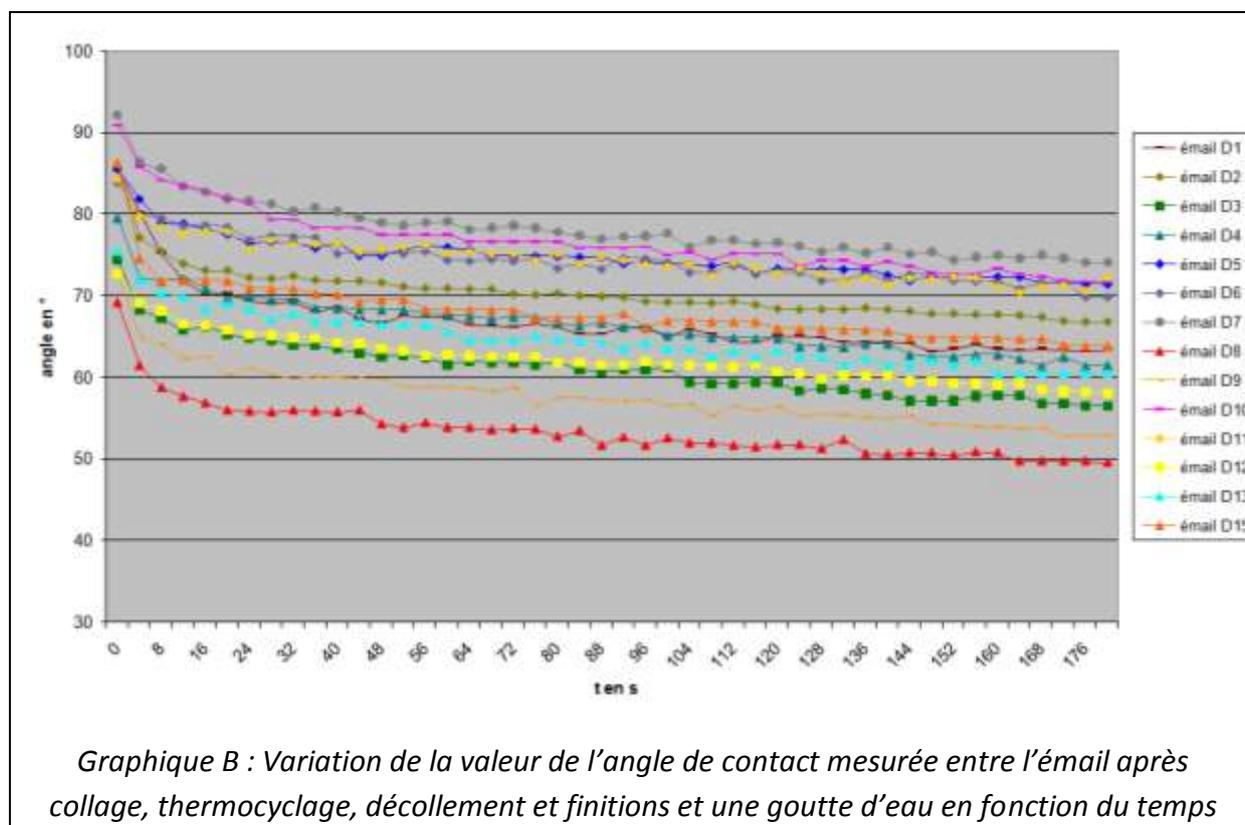
a) Mesures effectuées sur les échantillons avant collage

Le graphique A illustre les variations d'angles de contact observées pour les gouttes d'eau déposées sur la surface amélaire des échantillons avant collage. L'axe des abscisses représente le temps exprimé en secondes et l'axe des ordonnées représente l'angle de contact exprimé en degrés.



Avant collage, les valeurs angulaires mesurées à l'équilibre varient de 44,1° à 77,9° : l'écart des valeurs angulaires à l'équilibre est donc de 33,8°.

b) Mesures effectuées sur les échantillons après collage, thermocyclage, décollement et finitions



Après collage, thermocyclage, décollement et finitions, les valeurs angulaires mesurées à l'équilibre varient de 49,6° à 74,1° : l'écart des valeurs angulaires à l'équilibre est donc de 24,5°.

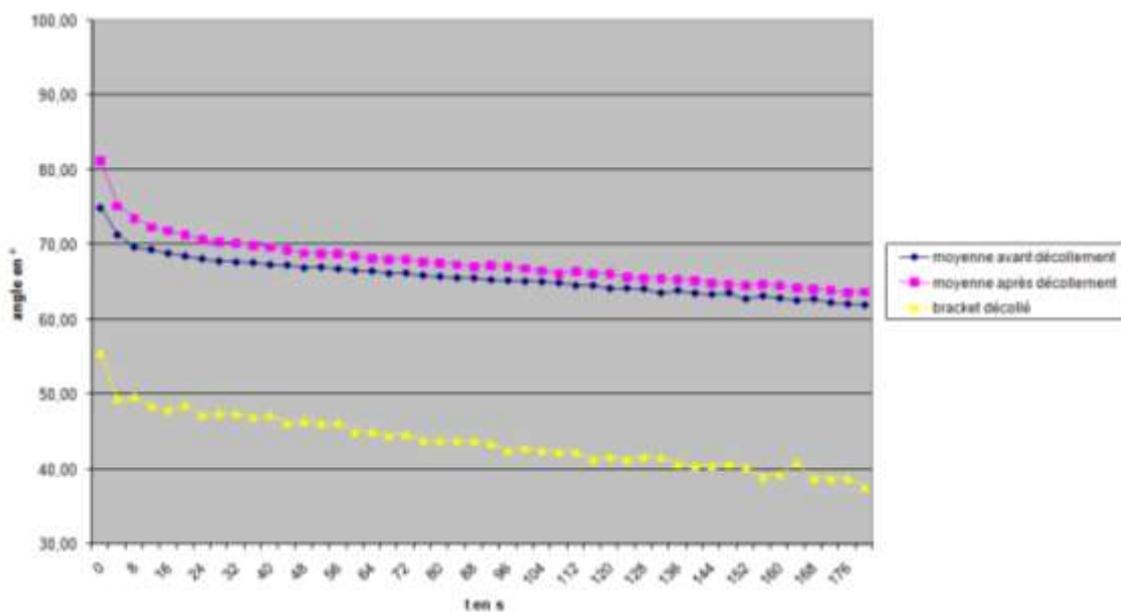
La moyenne des valeurs angulaires à l'équilibre avant collage est de 62,0°+/-9,8° et après collage, thermocyclage, décollement et finitions de 63,7°+/- 7,7°.

c) Analyse statistique descriptive

Le tableau 1 résume pour chaque échantillon la valeur minimale de l'angle de contact, la valeur maximale, la moyenne et la déviation standard.

Echantillon		Nombre de mesures	Valeur minimale en °	Valeur maximale en °	Moyenne	Déviati on standard
1	Avant collage	46	50,0	58,2	52,9	2,0
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	63,2	85,4	66,9	4,3
2	Avant collage	46	64,8	66,9	65,9	0,5
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	66,8	85,8	70,4	3,3
3	Avant collage	46	77,9	90,8	81,7	3,0
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	56,5	74,4	61,1	3,7
4	Avant collage	46	55,3	71,6	59,3	3,0
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	61,4	79,6	66,4	3,6
5	Avant collage	46	40,5	47,5	44,0	1,2
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	71,4	85,5	74,7	2,8
6	Avant collage	46	64,8	80,3	70,1	3,5
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	69,9	83,9	74,4	2,9
7	Avant collage	46	50,5	59,7	54,3	2,1
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	74,1	92,1	78,1	3,6
8	Avant collage	46	71,0	80,0	74,7	2,6
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	49,6	69,2	53,5	3,5
9	Avant collage	46	65,9	83,5	70,0	3,2
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	42,8	72,9	57,7	3,7
10	Avant collage	46	67,3	96,2	74,8	4,7
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	71,7	90,9	76,6	4,0
11	Avant collage	46	53,5	64,8	58,9	2,8
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	70,4	84,2	74,4	2,7
12	Avant collage	46	62,4	70,7	66,4	2,6
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	58,1	72,7	62,3	3,1
13	Avant collage	46	60,7	87,4	67,5	5,4
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	60,5	75,5	64,6	3,4
15	Avant collage	46	75,2	94,6	79,6	3,7
	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions	46	63,8	86,3	68,0	3,8

Tableau 1 : valeur minimale de l'angle de contact, valeur maximale, moyenne et la déviati on standard pour chaque échantillon avant collage et après collage, thermocyclage, décollement et finitions

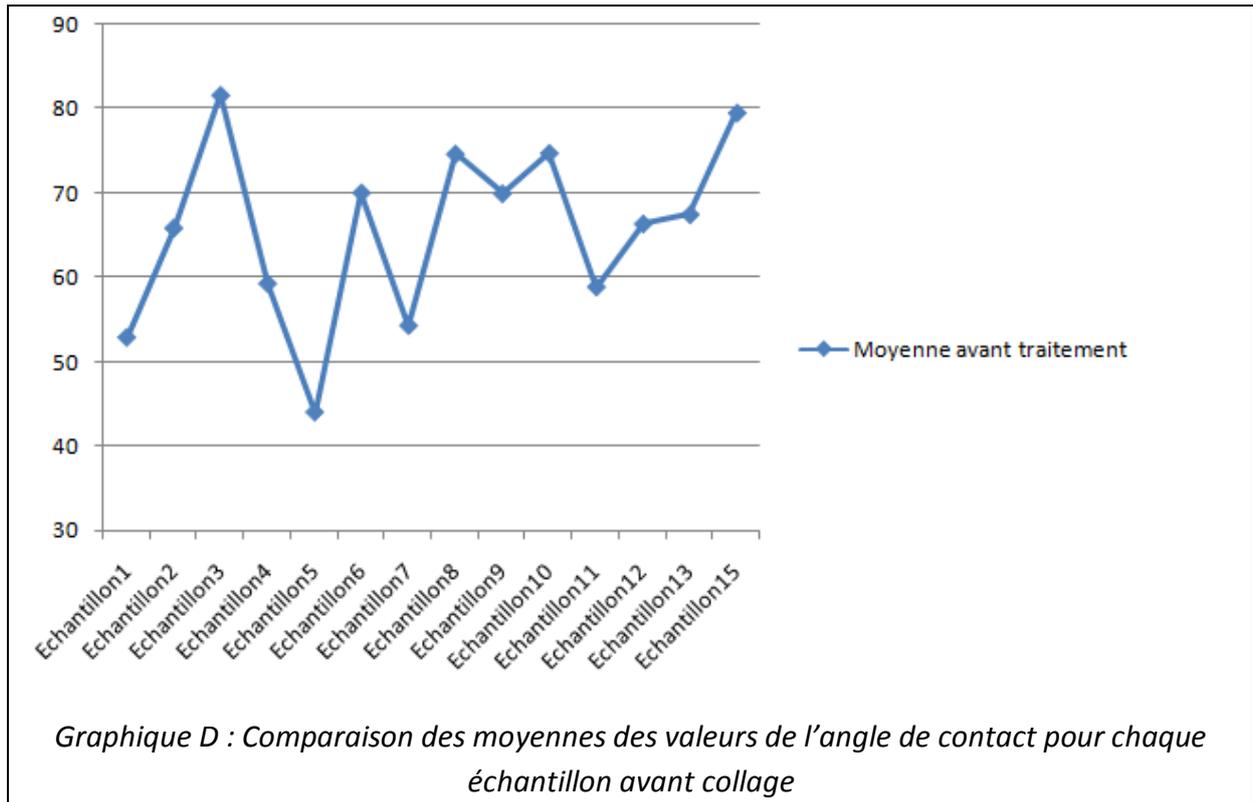


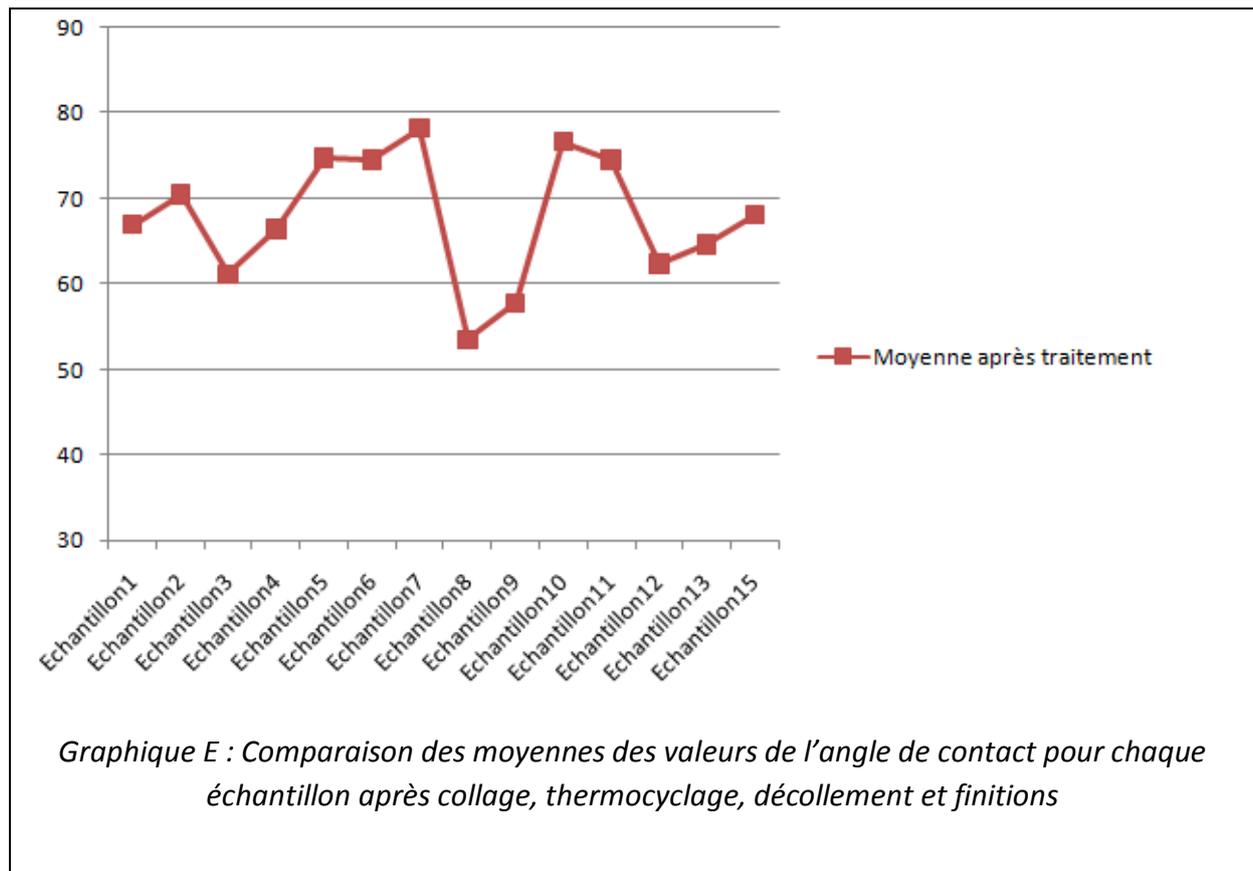
Graphique C : Moyennes des valeurs des angles de contact en fonction du temps pour les échantillons avant collage et après collage, thermocyclage, décollement et finitions. Valeurs angulaires mesurées sur le matériau de collage en fonction du temps

Il n'existe pas de différence significative entre les moyennes des valeurs angulaires avant collage et après collage, thermocyclage, décollement et finitions. Les étapes de collage/décollement permettent de restituer des surfaces amélares dont la mouillabilité diffère peu de l'état initial.

d) Analyse statistique de comparaison multiple de moyennes : test ANOVA

Le test ANOVA correspond à une analyse de la variance. Il s'agit d'un test statistique a posteriori permettant d'évaluer l'homogénéité des échantillons.





Conclusion du test ANOVA

Les moyennes diffèrent entre elles. Il existe une différence significative entre les 14 échantillons ($p=0,000$).

e) Analyse statistique : test t de Student par groupe

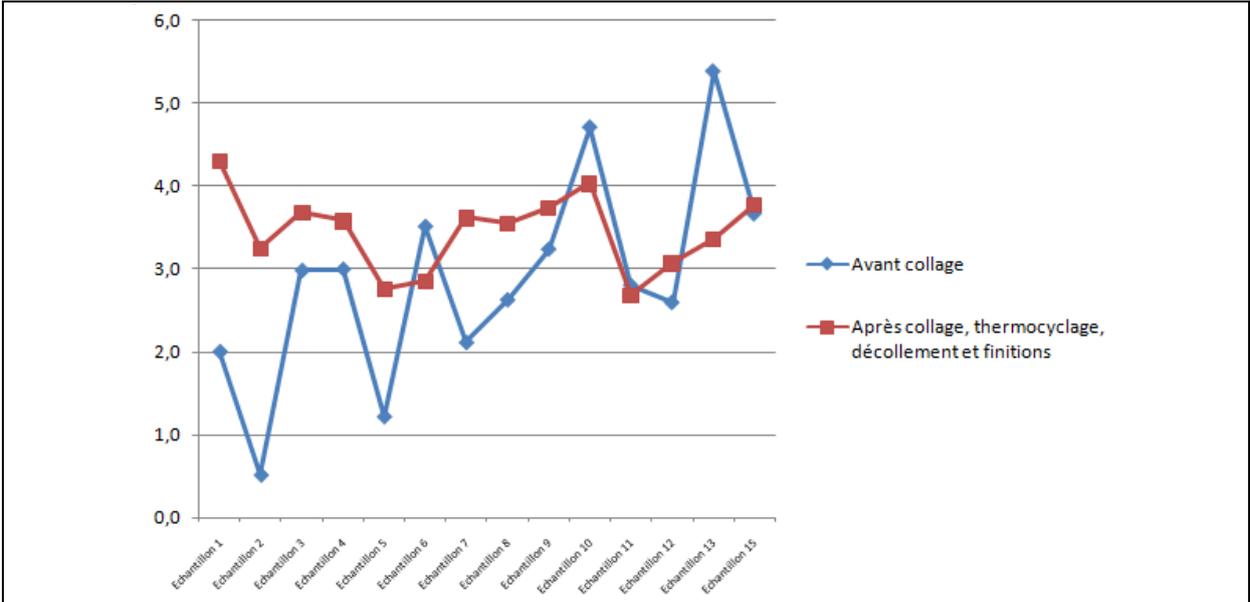
On note des différences significatives pour les mesures d'angle de contact pour chaque échantillon avant et après traitement des échantillons ($p=0,000$).

f) Comparaison des écarts types

	Avant collage	Après collage, thermocyclage, décollement et finitions
Email1	2,0	4,3
Email2	0,5	3,3
Email3	3,0	3,7
Email4	3,0	3,6
Email5	1,2	2,8
Email6	3,5	2,9
Email7	2,1	3,6
Email8	2,6	3,5
Email9	3,2	3,7
Email10	4,7	4,0
Email11	2,8	2,7
Email12	2,6	3,1
Email13	5,4	3,4
Email15	3,7	3,8
Moyenne	2,9	3,4
Ecart type	1,3	0,5

Tableau 2 : Déviations standard des valeurs de l'angle de contact avant et après traitement

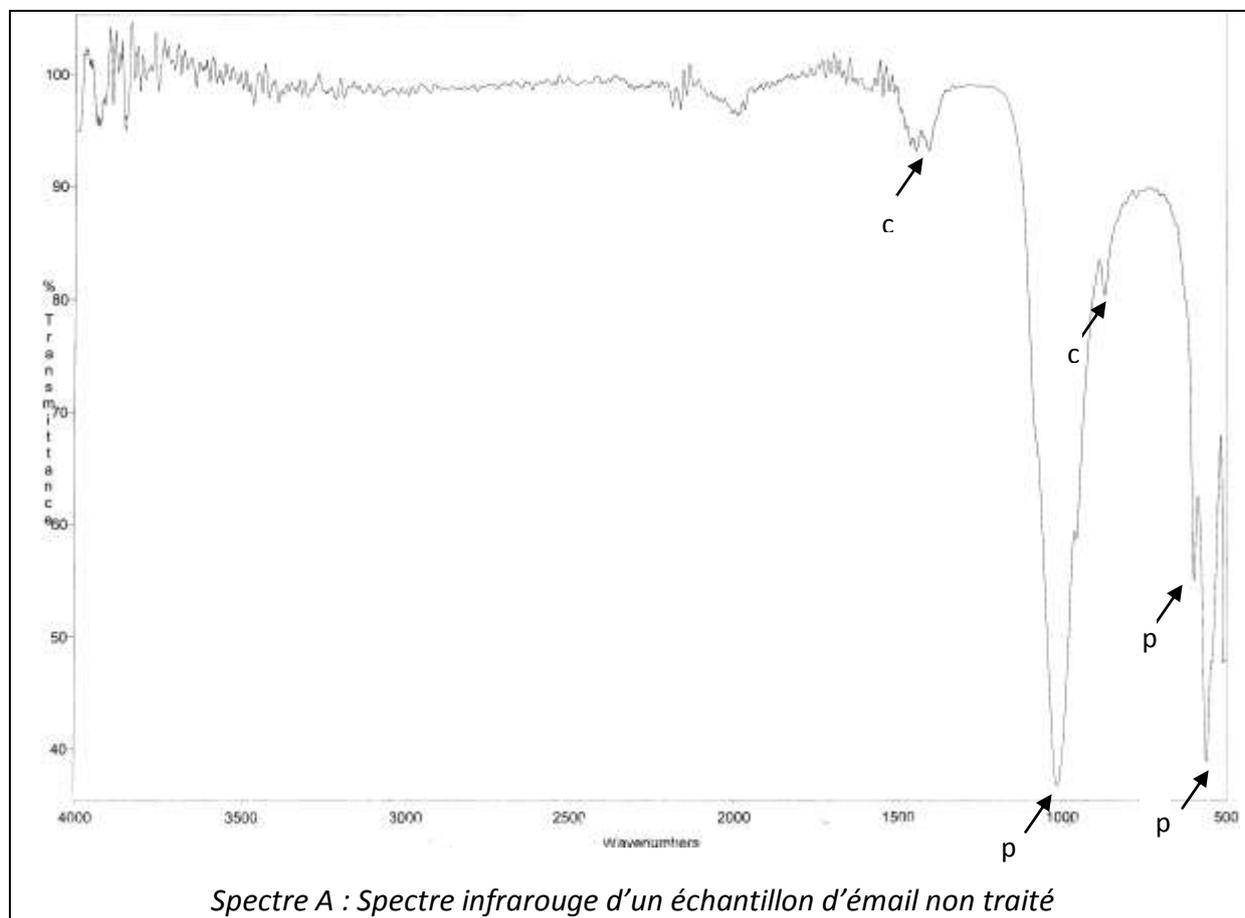
Les déviations standard des valeurs angulaires obtenues avant collage sont inhomogènes. Les déviations standard des valeurs angulaires obtenues après collage, thermocyclage, décollement et finitions sont plus homogènes, avec un écart type de 0,5. Nous observons que les différents traitements amélaire réalisés pendant le collage orthodontique, le décollement et les finitions entraînent une homogénéisation de la mouillabilité de la surface amélaire.



Graphique F : Comparaison des déviations standard des valeurs angulaires mesurées sur les échantillons 1 à 13 et 15, avant collage et après collage, thermocyclage, décollement et finitions

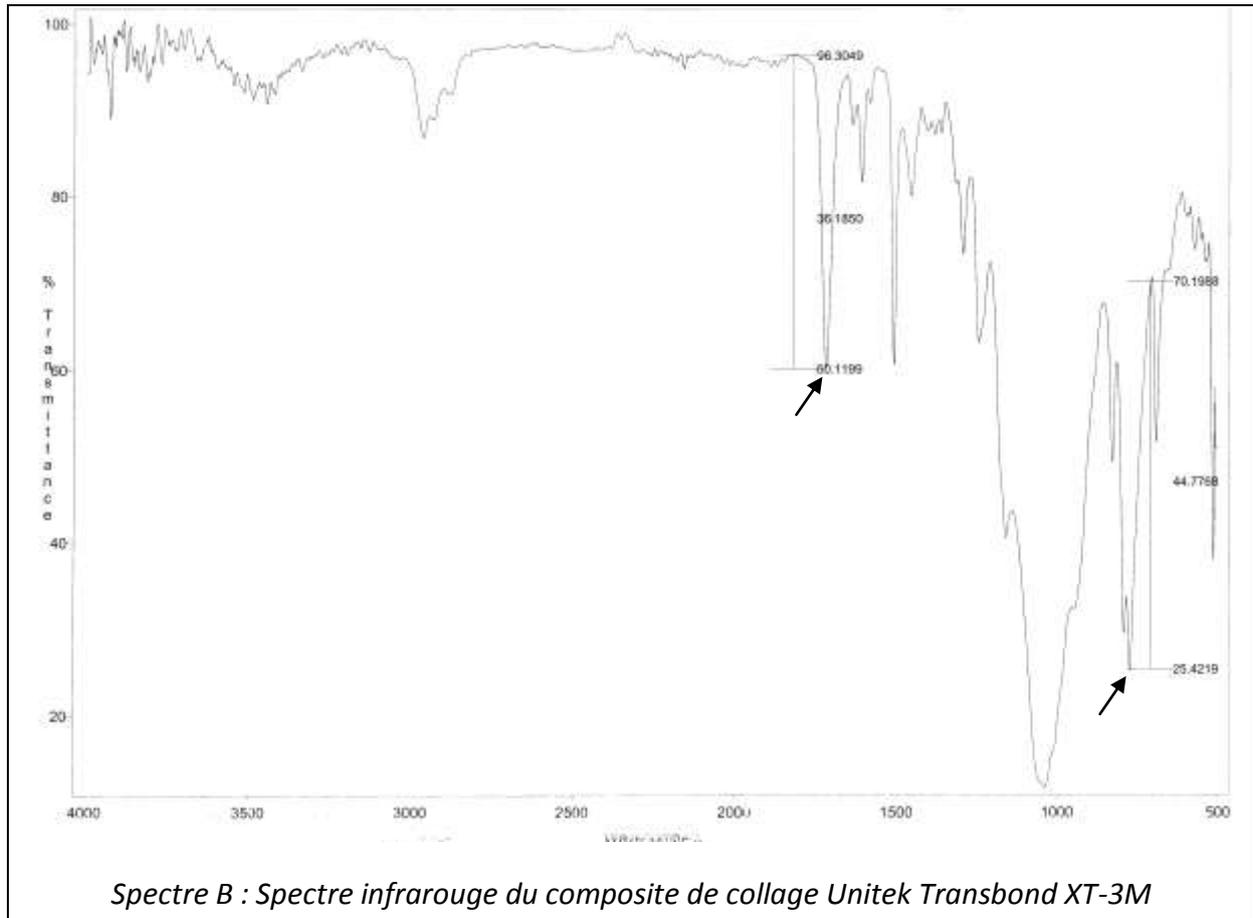
3. Etude de certains constituants de l'émail et de la présence de résine par I.R.T.F.

a) Mesures effectuées sur l'émail intact



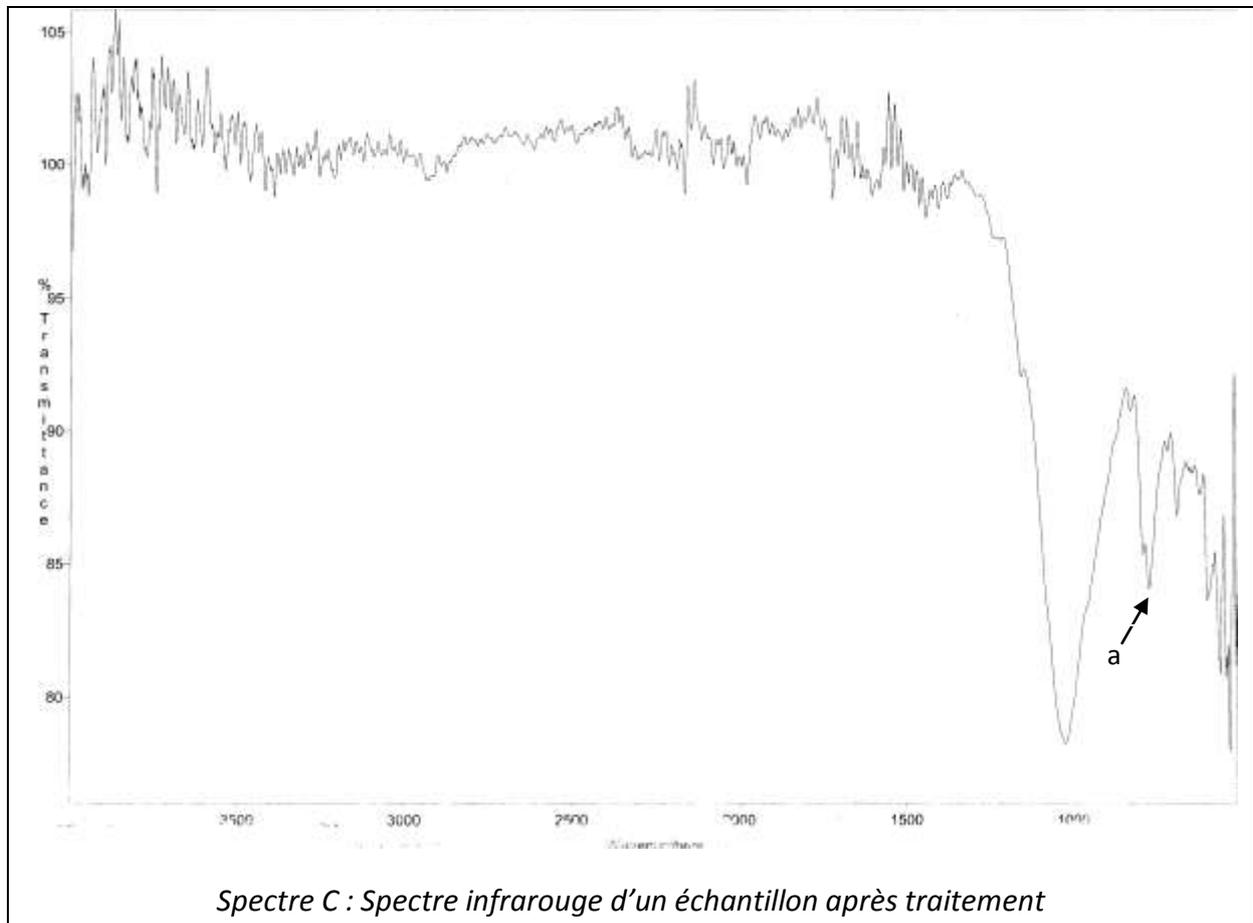
Les pics phosphate (p) sont retrouvés aux valeurs suivantes : 552, 597, 1000 et les pics carbonate (c) à 871, 1400.

b) Mesures effectuées sur le composite de collage



Les pics polymère apparaissent à 773 et 1700.

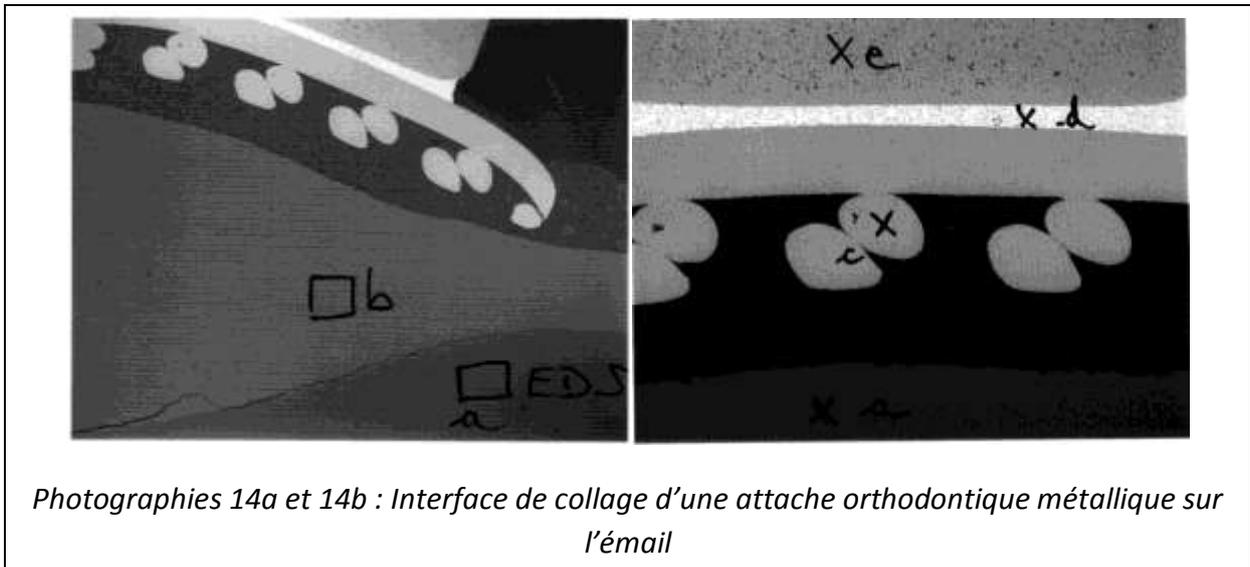
c) Mesures effectuées sur l'émail concerné par le collage des attaches orthodontiques des échantillons après collage, thermocyclage, décollage et finition



Nous observons sur le spectre de l'émail traité un pic polymère à 773 (a) associé aux pics caractéristiques de l'émail.

Les pics carbonate à 871 et 1400 ont une intensité très faible par rapport aux pics carbonate observés sur le spectre de l'émail intact.

4. Evaluation de l'interface de collage en microscopie environnementale



Les photographies de l'interface de collage en microscopie environnementale permettent d'observer une absence de hiatus entre l'attache et l'émail. L'interface de collage est homogène.

D. Discussion

L'analyse statistique descriptive des mesures d'angles de contact a été réalisée sur 46 mesures pour chaque échantillon, avant collage puis après collage, thermocyclage, décollement et finitions, ce qui a permis d'établir pour chaque échantillon une valeur moyenne et son écart type.

Il existe une différence significative ($p=0,000$ test ANOVA) entre les 14 échantillons, ce qui montre que chaque dent peut être utilisée comme étant son propre témoin. Les mesures de mouillabilité s'étalent sur une large gamme de valeurs.

Pour chaque échantillon, il existe une différence significative ($p=0,000$ test t de Student) entre les mesures d'angle de contact avant et après traitement des dents, ce qui nous permet de conclure que le protocole de collage/décollement modifie la mouillabilité de la surface amélaire.

L'analyse de la mouillabilité est une analyse physique globale de la polarité de surface. Le graphique de la cinétique d'étalement de la goutte permet d'observer des variations importantes de valeurs au cours d'une première phase d'étalement pendant les 20 premières secondes. Les mesures suivantes décrivent une courbe avec des valeurs angulaires pratiquement constantes dans le temps qui tendent vers une valeur d'équilibre.

Les valeurs à l'équilibre sont dominées par la polarité de surface des échantillons et permettent d'observer la mouillabilité de la surface amélaire. Nous comparons donc les valeurs de mouillabilité à l'équilibre avant et après traitement. Les valeurs de mouillabilité à l'équilibre qui s'éloignaient de la moyenne avant traitement se recentrent vers la moyenne après traitement.

L'infrarouge permet de détecter la présence de différentes phases (composition chimique) et leurs modifications. Les pics carbonates sont retrouvés à 1400 et 875. Après traitement des échantillons, nous observons une diminution importante des pics carbonates de calcium lors de la première mesure (effectuée sur la partie superficielle concernée par le traitement). Lors de la seconde mesure, plus profonde, les pics carbonates subissent une augmentation par rapport à l'émail décarbonaté superficiel. L'attaque acide due au mordantage élimine les carbonates et modifie ainsi la composition de l'émail uniquement sur la partie la plus superficielle. En outre, nous observons sur certains échantillons des traces de polymère (pic à 1700), alors que sur d'autres nous ne retrouvons que les pics caractéristiques de l'émail. L'impossibilité pour le praticien de visualiser cliniquement la persistance de polymère ou la suppression excessive d'émail lors des étapes de finition et polissage peut expliquer les différences entre les pics. *(proposition de développer un matériau de collage contenant un colorant révélé par une lumière UV pour s'assurer de l'élimination totale du matériau après traitement O.D.F.)*

La combinaison des différentes méthodes d'analyse des échantillons nous permet de conclure que l'émail a été modifié, mais que le protocole de collage, thermocyclage, décollement et finitions ne l'a pas rendu plus variable en mouillabilité.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1- AKNIN JJ et MOLLE A.

Attaches orthodontiques et modifications de l'émail et de l'organe pulpodentinaire. Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-490-A-05, 2005.

2- ALTOUNIAN G.

Le collage orthodontique aux verres ionomères : de la théorie à la pratique
Rev Orthop Dento Faciale 2000;**34**:557-600.

3- ATTAL JP.

Les nouveaux matériaux de collage aux verres ionomères : une révolution. Communication au congrès : Adhésion et collage : la révolution silencieuse. Symposium Collage en Orthodontie, Paris ; CNIT, 1999.

4- BARKMEIER WW, SCHEIFFER SE et GWINNETT AJ.

Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology.
Oper Dent 1986;**11**:111-116.

5- BISHARA E, OLSEN M, DAMON P et JAKOBSEN J.

Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1998;**114**:80-87.

6- BISTEY T, NAGY IP, SIMO A et HEGEDUS C.

In vitro FT-IR study of the effects of hydrogen peroxide on superficial tooth enamel.
J Dent 2007;**35**:325-330.

7- BRANNSTROM M, NORDENVALL KJ et MALMGREN O.

The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures.
Am J of Orthod 1978;**74**(5):522-530.

8- CACCIAFFESTA V, BOSCH C et MELSEN B.

Clinical comparison between a resin-reinforced self-cured glass ionomer cement and a composite resin for direct bonding of orthodontic brackets. Part 1 : wettin with water.
Clin Orthod Res 1998;129-136.

9- CACCIAFESTA V, SÜSSEBERGER U, JOST-BRINKMANN PG et MIETHKE RR.

Effects of various enamel conditioners on the shear bond strengths of a new light cured glass ionomer cement.

Ortognatod Ital 1997;**6**:499-511.

10- CACCIAFESTA V, BOSCH C et MELSEN B.

Clinical comparison between a resin-reinforced self-cured glass ionomer cement and a composite resin for direct bonding of orthodontic brackets. Part 2 : bonding on dry enamel and on enamel soaked with saliva.

Clin Orthod Res 1999;**2**:186-193.

11- CANAY S, KOCADERELI I et AKCA E.

The effect of enamel air abrasion on the relation of bonded metallic orthodontic brackets.

Am J Orthod Dentofac Orthop 2000;**117**:15-19.

12- CARSTENSEN W.

Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets.

Angle Orthod 1993;**63**:221-224.

13- CARSTENSEN W.

Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets.

Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;**108**:274-277.

13- COHEN SM, MARULLI R, BINDER RE et VAIDYANATHAN TK.

Shear bond strengths of chemically and light-cured resin-modified ionomers.

J Clin Orthod 1998;**32**:423-426.

14- DEGRANGE M.

Les adhésifs qui requièrent un mordantage préalable sont-ils obsolètes ?

Inf Dent 2007;**89**(4):119-124.

15- DE JONG HP, VAN PELT AWJ et ARENDS J.

Contact angle measurements on human enamel - an in vitro study of influence of pellicle and storage period.

J Dent Res 1982;**61**:1-11.

16- DIETRICH P.

Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope.

Am J Orthod 1981;**79**:500-523.

17- GAWORSKI M, WEINSTEIN M, BORISLOW AJ et BRAITMAN LE.

Decalcification and bond failure: a comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo.

Am J Orthod Dentofac Orthop 1999;**116**:518-521.

18- GWINNETT AJ et CEEN RF.

Plaque distribution on bonded brackets : a scanning microscopy study.

Am J Orthod 1979;**75**:667-677.

19- HABIBI M, NIK TH et HOOSHMAND T.

Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel : An in-vitro study.

Am J Orthod Denofacial Orthop 2007;**132**:675-679.

20- HITMI L, ATTAL JP et DEGRANGE M.

Influence du traitement de surface de l'émail sur les caractéristiques énergétiques de la surface.

J Edgewise 2000;**41**:89-104.

21- HITMI L, ATTAL JP et DEGRANGE M.

The various families of composites adhesives: presentation and experimentation.

Orthod Fr 2002;**73**(1):39-58.

22- HOSEIN I, SHERRIFF M et IRELAND AJ.

Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer

Am J Orthod Dentofac Orthop 2004;**126**:717-724.

23- JOBALIA SB, VALENTE RM, DE RIJK WG et coll.

Bond strength of VLC glass ionomer cement for orthodontic brackets.

J Dent Res 1996;**75**:173.

24- KUKLEVA MP, SHETKOVA DG et BEEV VH.

Comparative age study of the risk of demineralisation during orthodontic treatment with brackets.

Folia Med 2002;**44**:56-59.

25- LAROUSSE.

Dictionnaire de la langue française. Lexis.

Paris: Larousse, 1993.

26- LAVERNHE P, LODTER C, SHARROCK P et GREGOIRE G.

Biocompatibility of orthodontic bonding agents: the contribution of glass ionomer cements.
Rev Orthop Dento Faciale 2000;**34**:539-554.

27- LEGLER LR , RETIEF DH et BRADLEY EL.

Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990;**98**:154-160.

28- LINDAUER SJ, BROWNING H, SHROFF B et coll.

Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1997;**111**:599-605.

29- LIPPITZ SJ, STALEY RN et JAKOBSEN JK.

In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1998;**113**:620-624.

30- NANCI A et TEN CATE R.

Structure.

In: NANCI A, TEN CATE R, ed. Ten Cate's Oral Histology : Development, structure and function. 6ème ed.
Saint Louis: Mosby, 2003:145-191.

31- OGOLNIK R, PICARD B et DENRY I.

Cahiers de biomatériaux dentaires : matériaux minéraux.
Paris: Masson, 1992.

32- PIETTE E et GOLDBERG M.

La dent normale et pathologique.

In: PIETTE E, GOLDBERG M, eds. La dent normale et pathologique.
Paris: De Boeck, 2001:43-51.

33- PUS MD et WAY DC.

Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques.
Am J Orthod 1980;**77**:269-283.

34- RETIEF DH.

Failure at the dental adhesive-etched enamel interface.
J Oral Rehabil 1974;**1**:265-284.

35- RETIEF DH.

The use of 50 per cent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: A rational approach.

Am J Orthod 1975;**68**(2):165-178.

36- ROULET JF et DEGRANGE M.

Collage et adhésion : la révolution silencieuse.

Paris : Quintessence International, 2000.

37- SHINCHI MJ, SOMA K et NAKABAYASHI N.

The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel.

Dent Mater 2000;**16**:324-329.

38- SILVERMAN E, COHEN M, DEMKE RS et SILVERMAN M.

A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in presence of saliva.

Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;**108**:231-236.

39- SILVERMAN E et COHEN M.

Etching versus nonetching.

Am J Orthod Dentofac Orthop 1998;**114**:21A.

40- SILVERMAN E et COHEN M.

Bonding with a plasma-Arc curing light and resin-modified glass ionomer.

J Clin Orthod 2000;**34**:233-235.

41- SMALES RJ.

Plaque growth on dental restorative materials.

J Dent 1981;**9**:133-140.

42- SOETOPO R, BEECH DR et HARDWICK JL.

Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel. Effect of acid concentration and washing on bond strength.

J Oral Rehabil 1978;**5**:69-80.

43- SOREL O, EL ALAM R, CHAGNEAU F et CATHELINEAU G.

Altérations de l'émail après décollément in vitro d'attaches collées au verre ionomère modifié.

Orthod Fr 2000;**71**:155-163.

44- SWARTZ ML.

Orthodontic bonding.
Int Orthod 2008;**1**:23-51.

45- THOMPSON RE et WAY DC.

Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic brackets.
Am J Orthod 1981;**79**:282-295.

46- TUFEKCI E, ALMY D, CARTER M et coll.

Bonding properties of newly erupted and mature premolars.
Am J Orthod Dentofac Orthop 2007;**131**:753-758.

47- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, MATTAR D et coll.

Micro tensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment.
Oper Dent 2003;**28**:647-660.

48- VIAZIS AD, DELONG R, BEVIS RR et coll.

Enamel abrasion from ceramic orthodontic brackets under an artificial oral environment.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990;**98**:103-109.

49- VREVEN J, RASKIN A, SABBAGH J et coll.

Résines composites.
Encycl Med Chir (Paris), Matériaux, 23-065-E-10, 2005, **21**.

50- WINCHESTER L.

Methods of debonding ceramic brackets.
Br J Orthod 1992;**19**:233-237.

51- ZACHRISSON BU, SKOGAN O et HOYMYHR S.

Enamel cracks in debonded, debanded and orthodontically untreated teeth.
Am J Orthod 1980;**77**:307-319.

52- ZARRINNIA K, EID NM et KEHOE MJ.

The effect of different debonding techniques on the enamel surface: An in vitro qualitative study.
Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;**108**:284-293.

53- ZIMMERMANN V.

Evaluation in vitro du collage des attaches orthodontiques à l'aide d'un verre ionomère modifié par addition de résine.

Mémoire : Certificat d'Etudes Cliniques Spéciales Mention Orthodontie, Paris, 1998.

DEUMIER (Laurent). – Le collage amélaire en orthodontie peut-il induire une altération du substrat ? – 92p. ; ill. ; tabl. ; 52 ref. ; 30cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2009)

RESUME

Le collage d'attaches orthodontiques est une étape indispensable pour la majorité des thérapeutiques d'orthopédie dento-faciale. Il s'agit d'un collage transitoire dont l'objectif est à la fois de résister aux forces appliquées sur l'interface par l'environnement oral et les forces orthodontiques contenues dans les arcs, et de permettre de restituer un substrat amélaire comparable après traitement à son état initial.

Les modifications de l'émail peuvent se produire lors des différentes étapes du traitement orthodontique : nettoyage et traitement de surface des dents avant collage, rétention de plaque et décollements accidentels lors du port du dispositif orthodontique, décollement intentionnel des attaches, finitions et polissage.

Une étude in vitro permet de comparer l'état de surface amélaire de 15 échantillons avant et après collage orthodontique, principalement par mesure de l'angle de contact entre une goutte d'eau et l'émail et par spectrométrie infrarouge à transformée de Fourier.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT :

MOTS CLES MESH

JURY

Président : Professeur Laboux O.
Directeur : Professeur Grégoire G.
Directeur : Docteur Renaudin S.
Assesseur : Docteur Nivet M.-H.

ADRESSE DE L'AUTEUR

9 Quai Turenne
44000 NANTES
laurentdeumier@hotmail.fr

